Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes
der Universität Tübingen

EIN COMPUTER-PROGRAMM ZUR SEITENGETRENNTEN NIEREN-CLEARANCE-BERECHNUNG MIT EINEM MODIFIZIERTEN VERFAHREN NACH OBERHAUSEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der

MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
Gunther Brüggemann
aus Berlin-Lichtenberg

1980

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes
der Universität Tübingen

EIN COMPUTER-PROGRAMM ZUR SEITENGETRENNTEN NIEREN-CLEARANCE-BERECHNUNG MIT EINEM MODIFIZIERTEN VERFAHREN NACH OBERHAUSEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der

MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
Gunther Brüggemann
aus Berlin-Lichtenberg

1980

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan : Prof. Dr. H. Heimann

1. Berichterstatter : Priv.-Doz. Dr. K. Anger
(Prof. Dr. U. Feine)

2. Berichterstatter : Prof. Dr. G. Hür

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Problemstellung	1
2. Methode	2
2.1. Theoretische Grundlagen	2
2.1.1 Das Isotopennephrogramm (ING)	2
2.1.1.1 Allgemeine Vorbemerkungen	2
2.1.1.2 Die Entstehung des ING	2
2.1.1.3 Die Phasen des ING	3
2.1.1.4 Im Programm berechnete ING-Parameter	4
2.1.2 Der Clearance-Begriff	6
2.1.2.1 Die Ganzkörperclearance	6
2.1.2.2 Die Plasmaclearance (7/17'-Clearance)	9
2.1.2.3 Glomeruläre Filtration und renaler Plasmafluß	11
2.1.3 Die seitengetrennte Bestimmung des renalen Plasmaflusses	11
2.1.3.1 Methode nach OBERHAUSEN	12
2.1.3.2 Methode nach TAPLIN	12
2.1.4 Berechnung der aus den Nieren abgeflossenen Menge	13
2.2 Verwendete Substanzen	16
2.2.1 ^{131}J-Hippuran	16
2.2.2 ^{99m}Tc-DTPA	16
2.3 Beschreibung des Meßstandes	17
2.4 Untersuchungsablauf	18
2.5 EDV-Konfiguration	19
2.6 Beschreibung des Computer-Programmes	19
2.6.1 Eingabe der zusätzlich zum Lochstreifen einzugebenden Daten	22
2.6.2 Einlesen des Lochstreifens	22
2.6.3 Berechnung der ING-Parameter	22
2.6.4 Clearance-Berechnung	23
2.6.4.1 Doppeltexponentielle Anpassung	23
2.6.4.2 Verbesserung der bestimmten Parameter	24
2.6.4.3 Berechnung der Clearance mit Seitentrennung	24

Seite

2.6.5 Berechnung der abgeflossenen Menge 25
2.6.6 Erstellen des Befundausdruckes 25
2.6.7 Archivierung der Daten 26
2.7 Erfahrungen beim Erstellen des Programmes 26
2.7.1 Der Lochstreifen 26
2.7.2 Berechnung der Ganzkörperkurve 28
2.8 Paralleluntersuchung mit der Gamma-Camera 28

3. Ergebnisse 29
3.1 Normwerte 29
3.2 Vergleich der Seitentrennung Camera - NUKLEOPAN M 30
3.3 Vergleich der verschiedenen Methoden zur Seitentrennung am NUKLEOPAN M 31
3.3.1 Steigungsmethode (TAPLIN) - Flächenmethode (OBERHAUSEN) 31
3.3.2 Seitentrennung mit Faktoren c_{li} und c_{re} - Flächenmethode 32
3.4 Vergleich Ganzkörperclearance - 7/17'-Plasmaclearance 33
3.4.1 Tc-DTPA-Clearance 33
3.4.2 Jod-Hippuran-Clearance 34

4. Diskussion 35
4.1 Vergleich der verschiedenen Verfahren zur Clearance-Bestimmung 35
4.2 Seitentrennung 36
4.2.1 Einstellung der Meßsonden 36
4.2.2 Vergleichsuntersuchung mit der Gamma-Camera 37
4.2.3 Korrektur der extraparenchymalen Aktivität 38
4.2.4 Einfluß der unterschiedlichen Nierentiefe 39
4.3 Bestimmung der venösen an Stelle der arteriellen Plasmakonzentration 40

	Seite
5. Zusammenfassung	41
6. Literaturverzeichnis	42
7. Anhang	52
7.1 Berechnete Werte	52
7.1.1 Daten für Normwerte	52
7.1.2 Daten für Vergleich der Seitentrennung	54
7.1.3 Daten für Vergleich Ganzkörperclearance - Plasmaclearance	55
7.2 Beispiel eines Befundausdruckes	57

1. Problemstellung

Unter den quantitativen und qualitativen Nierenfunktionsprüfungen stellen die nuklearmedizinischen Untersuchungsmethoden mit radioaktiv markierten Substanzen wohl die für den Patienten angenehmsten und schonendsten dar.
Dabei können sowohl die Anreicherung und der Abfluß des radioaktiven Tracers im Isotopennephrogramm dargestellt als auch die glomeruläre Filtrationsrate und der renale Plasmafluß gleichzeitig bestimmt werden.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, für die Bestimmung der die Nierenfunktion beschreibenden Parameter ein Datenverarbeitungsprogramm zu entwickeln, das im Routine-Einsatz angewendet werden kann. Es sollte daher weitgehend automatisch ablaufen, also nur einer geringen Interaktion mit dem Auswerter bedürfen und die Befunde dann in einer für den Arzt übersichtlichen Art darstellen.

2. Methode

2.1. Theoretische Grundlagen

2.1.1. Das Isotopennephrogramm (ING)

2.1.1.1. Allgemeine Vorbemerkungen

Seit seiner Erstbeschreibung durch TAPLIN (98) nimmt das Isotopennephrogramm in der nuklearmedizinischen Diagnostik nephrologischer und urologischer Erkrankungen eine wichtige Stellung ein. Es gibt daher eine Fülle von Arbeiten, die sich mit der Interpretation des ING beschäftigen (24,25,45,49,62,71,78,96,97,102). Dabei herrscht die beschreibende, qualitative Beurteilung vor.
Während am Anfang mit radioaktivem Jod markierte Röntgenkontrastmittel verwendet wurden, benützt man heute fast ausschließlich ^{131}J-Hippuran als Tracer.

2.1.1.2. Die Entstehung des ING

Injiziert man selektiv in die A. renalis einen radioaktiven Tracer, so erhält man als Meßkurve die Antwort der Niere auf diesen radioaktiven Bolus. Sie zeigt am Anfang ein Plateau, das nach einer bestimmten Zeit - der renalen Transitzeit - abfällt (62):

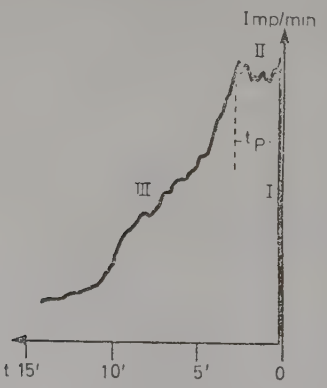


Abb. 1: Normales selektives Radio-Renogramm (Hippuran): I. Initialer Anstieg, II. Nierenphase (Passagezeit = t_p), III. Abflußphase
(Abbildung entnommen aus 62)

Das nach i.v.-Injektion eines radioaktiven Tracers gewonnene ING stellt sich nach Motzkus und Bachmann dar als Summe einer unendlichen Anzahl solcher selektiver Radio-Renogramme, wobei die Konzentration des Tracers und damit das Angebot an die Nieren bedingt durch die renale Elimination laufend abnimmt:

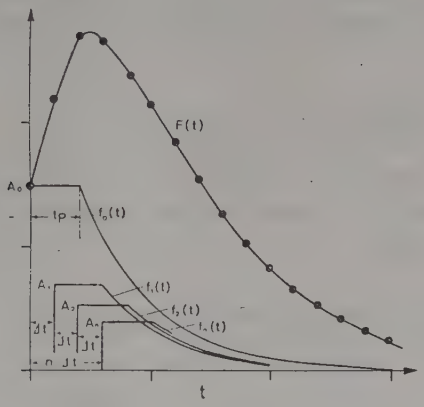


Abb. 2: Darstellung der Zusammensetzung des intravenösen Radio-Renogramms aus einer Summe selektiver Radio-Renogramme
(Abbildung entnommen aus 62)

Neben der eigentlichen Aktivitätsanreicherung in der Niere wird vom Detektor aber auch noch ein gewisser Teil des die Niere umgebenden 'Untergrundes' von vasaler und extravasaler Aktivität, der sogenannten extraparenchymalen Aktivität (EPA), mitregistriert.
In neuerer Zeit sind Versuche unternommen worden, aus den gemessenen Verläufen von ING, Blutkurve und Untergrundkurve mit Hilfe von 'deconvolution analysis' den Verlauf eines solchen selektiven Radio-Renogramms zu berechnen (14,27,44,79,80).

2.1.1.3. Die Phasen des ING

Man teilt den Verlauf des ING in drei Phasen ein, die nach den vorherrschenden Vorgängen benannt sind (24,25,45,92):

Phase I : Initial- oder Durchblutungsphase
(bedingt durch das Anfluten der Aktivität)
Phase II : Funktions- oder Sekretionsphase
(stellt die aktive Sekretionsleistung der Niere dar mit Anreicherung des Tracers im Organ)
Phase III: Abfluß- oder Eliminationsphase
(Abfluß des Tracers in die ableitenden Harnwege)

Diese Bezeichnung der Phasen ist insofern nicht ganz korrekt, da die genannten Vorgänge nicht auf die jeweilige Phase beschränkt sind (58,92,102).

2.1.1.4. Im Programm berechnete ING-Parameter

Da das Hauptanliegen dieser Arbeit die Clearance-Berechnung ist, beschränken wir uns auf die Berechnung der wichtigsten das ING beschreibenden Parameter (46)

a) Zur Charakterisierung der Parenchymphase:

T_{max} : die Zeit bis zum Erreichen des Maximums

IMP_{max} : die Impulszahl im Maximum (Imp/10 sec)

IMP_{Anst} : der Impulsanstieg zur Zeit t = 80 sec (Imp/min^2)

b) zur Charakterisierung der Abflußphase:

$T_{70\%}$: der Zeitpunkt, bis zu dem die Impulszahl auf 70% des Maximalwertes (IMP_{max}) abgesunken ist

$T_{50\%}$: der Zeitpunkt, bis zu dem die Impulszahl auf 50% abgesunken ist

IMP(Epkt)/IMP(max): das Verhältnis der Impulszahlen am Ende der Messung und im Maximum

Abfluß (nach 15min): das Verhältnis von abgeflossener Menge zu eingeflossener Menge in % zum Zeitpunkt 15 min (vgl. Abschn. 2.1.4.)

Die Parameter IMP_{max} und IMP_{Anst} werden auf 70 kg Körpergewicht normiert, da sich bei der Auswertung der Normpatienten ergab, daß die Streuung bei den auf das Körpergewicht normierten Werten am kleinsten war.
Der Korrekturfaktor, mit dem die gewonnenen Werte multipliziert werden, lautet

$$K = \frac{\text{Körpergewicht des Patienten (in kg)}}{70 \text{ kg}}$$

2.1.2. Der Clearance-Begriff

Zur Bestimmung der Nierenclearance können nur solche Substanzen verwendet werden, die ausschließlich renal eliminiert werden und deren Ausscheidung proportional zur Plasmakonzentration c_{art} ist:

$$- dm = dV \cdot c_{art} \qquad (1)$$

Dabei ist m die Gesamtmenge im Körper, dm deren Ableitung. dV ist das Volumen, das vollständig in der Zeiteinheit von dieser Substanz befreit worden ist. Dieses virtuelle Volumen ist aber definitionsgemäß die Clearance (Cl) der betreffenden Substanz (59).
Aus Gl.(1) folgt dann mit Cl = dV/dt

$$- dm = Cl \cdot dt \cdot c_{art} \qquad (2)$$

oder

$$- \frac{dm}{dt} = Cl \cdot c_{art} \qquad (3)$$

Für die Clearance ergibt sich damit

$$Cl = \frac{- \frac{dm}{dt}}{c_{art}} \qquad (4)$$

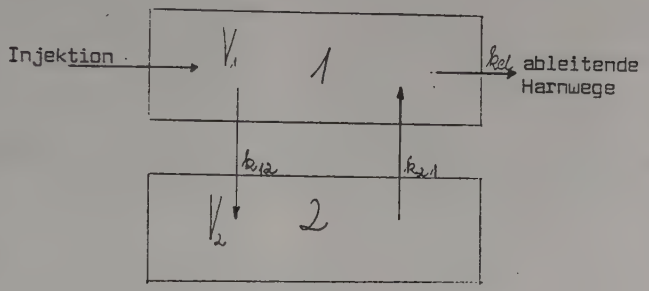
Zur Berechnung der Clearance braucht man also nur die Abnahme der Substanzmenge pro Zeiteinheit zu einem bestimmten Zeitpunkt t_o der Blutabnahme und die Plasmakonzentration zu diesem Zeitpunkt zu bestimmen.

2.1.2.1. Die Ganzkörperclearance

Mit der Einführung des 'Ganzkörpermeßstandes' durch OBERHAUSEN (69) kann die Ganzkörperretentionskurve y = m(t) leicht gemessen werden.
Die Berechnung der Steigung dm/dt ist allerdings problematisch. Um eine sichere Bestimmung durchzuführen, muß die gemessene Kurve durch eine mathematische Funktion approximiert werden, die dann leicht

abgeleitet werden kann.

Zur Herleitung dieser Funktion gehen wir von der Vorstellung eines offenen Zwei-Kompartment-Modells aus (88):



Kompartment 1 stellt den intravasalen Raum dar, in den am Anfang die Substanz eingebracht wird; Kompartment 2 ist der extravasale Verteilungsraum.
Die Gesamtmenge G der Substanz setzt sich also zusammen aus einem Anteil B im zirkulierenden Blut und einem anderen Anteil E im Extravasalraum

$$G = B + E \tag{5}$$

Da die Elimination durch die Niere nur durch den Anteil im Blut bestimmt wird, gilt

$$-\frac{dG}{dt} = \frac{-d(B+E)}{dt} = -k_{el} \cdot B \tag{6}$$

Die Blutkurve stellt also bis auf eine Konstante die zeitliche Ableitung der Ganzkörperkurve dar.
Die Änderung im Extravasalraum wird durch die Mengen im Blut und im Extravasalraum bestimmt

$$\frac{dE}{dt} = k_{12} \cdot B - k_{21} \cdot E \tag{7}$$

Mit den Anfangsbedingungen

$$B(t=0) = G(t=0) \qquad (8)$$

und

$$E(t=0) = 0$$

ergibt sich als Lösung der Differentialgleichungen die Blutkurve (vgl. 102)

$$B(t) = b_1 \cdot e^{-a_1 t} + b_2 \cdot e^{-a_2 t} \qquad (9)$$

Mit Gl.(6) folgt dann für die Ganzkörperkurve mit Berücksichtigung von $G(t=\infty) = 0$

$$G(t) = G_1(t) - G(\infty) = k_{el} \int_t^\infty B(t) \cdot dt$$

$$= -\frac{b_1}{a_1} \cdot k_{el} \cdot e^{-a_1 t} - \frac{b_2}{a_2} \cdot k_{el} \cdot e^{-a_2 t} \Big|_t^\infty$$

$$G_1(t) = B_1 \cdot e^{-a_1 t} + B_2 \cdot e^{-a_2 t} \qquad (10)$$

mit

$$B_1 = \frac{b_1}{a_1} \cdot k_{el}, \quad B_2 = \frac{b_2}{a_2} \cdot k_{el}$$

Die Ganzkörperkurve stellt sich also dar als die Summe zweier Exponentialfunktionen mit den Eliminationskonstanten a_1 und a_2. Die größere Eliminationskonstante spiegelt nicht direkt die Austauschvorgänge mit dem Interstitium wider, und die kleinere Eliminationskonstante stellt nicht nur die renale Elimination dar, denn a_1 und a_2 hängen von allen Konstanten k_{12}, k_{21} und k_a ab. Für die Ganzkörper-Clearance ergibt sich damit

$$Cl = \frac{-\frac{dG}{dt}}{c_{art}} \qquad (11)$$

Die folgende Abbildung zeigt, wie gut die berechnete Ganzkörperkurve aus zwei e-Funktionen die gemessene Kurve approximiert.

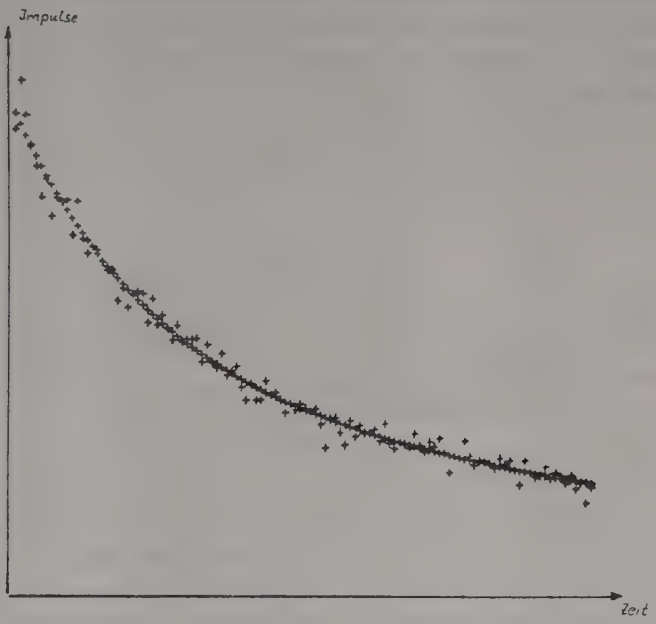


Abb. 3: Darstellung der gemessenen und der berechneten Ganzkörperkurve

2.1.2.2. Die Plasmaclearance (7/17'-Clearance)

Geht man von Gl.(3) aus, so ergibt sich durch Integration über die Zeit

$$-\int_0^\infty \frac{dm}{dt}\,dt = Cl \cdot \int_0^\infty c_{art}\cdot dt$$

Da $m(\infty) = 0$, $m(0) = m_0$ = Dosis, folgt

$$Cl = \frac{\text{Dosis}}{\int_0^\infty c_{art}\cdot dt}$$

oder

$$Cl = \frac{Dosis}{\int_0^\infty c_{art} \cdot dt} \qquad (12)$$

Bei der Blutabnahme am Arm wird die venöse Konzentration c_{ven} bestimmt. Da die Substanz aber vollständig ausgeschieden wird, bleibt nichts im Arm zurück, es gilt

Menge (hinein) = Menge (hinaus)

oder $$\int_0^\infty F \cdot c_{art} \cdot dt = \int_0^\infty F \cdot c_{ven} \cdot dt$$

oder $$\int_0^\infty c_{art} \cdot dt = \int_0^\infty c_{ven} \cdot dt$$

wobei F das Volumen ist, das pro Zeiteinheit in den Arm hineinfließt und ihn auch wieder verläßt.
Statt Gl.(12) kann man also auch schreiben

$$Cl = \frac{Dosis}{\int_0^\infty c_{ven} \cdot dt} \qquad (13)$$

Während OBERHAUSEN die Clearance aus dem Differential der Ganzkörperkurve nach Gl.(4) bestimmt, geht SAPIRSTEIN (88) von der integralen Darstellung nach Gl.(13) aus. Er rekonstruiert durch wiederholte Blutentnahmen den Konzentrationsverlauf im Plasma, ausgehend von einem Zwei-Kompartment-Modell.(Vgl. auch 5,6,99)
Dividiert man Gl.(9) durch das Plasmavolumen V_p, so erhält man die Plasmakonzentration

$$C(t) = \frac{B(t)}{V_p} = b_1' \cdot e^{-a_1 t} + b_2' \cdot e^{-a_2 t}$$

mit

$$b_{1/2}' = \frac{b_{1/2}}{V_p}$$

Wir vernachlässigen in unserer Plasma-Clearance-Berechnung den steilen Abfall am Anfang der Plasmakurve und betrachten nur den Zeitraum zwischen 7' und 17', in dem die e-Funktion mit der längeren Halbwertszeit a_2 dominiert. Dies beinhaltet zwar einen Fehler, jedoch ist die Berechnung der Clearance dann sehr einfach, weil zur Bestimmung der Parameter b_2', a_2 nur zwei Blutentnahmen notwendig sind, da sich nach Logarithmieren der Kurve eine Gerade ergibt. (Vgl. dazu auch 68) Die Clearance errechnet sich dann nach Gl.(13) folgendermaßen

$$Cl = \frac{Dosis}{\int_0^\infty b_2' e^{-a_2 t} dt} = \frac{Dosis}{-\frac{b_2'}{a_2} e^{-a_2 t}\Big|_0^\infty} = \frac{Dosis}{\frac{b_2'}{a_2}}$$

$$Cl = \frac{Dosis \cdot a_2}{b_2'} \qquad (14)$$

Die beiden Blutentnahmen erfolgen 7 und 17 min p.i. (82).

2.1.2.3. Glomeruläre Filtration und renaler Plasmafluß

Wie schon unter 2.1.2. erwähnt, stellt die Clearance das virtuelle Plasmavolumen dar, das pro Minute vollständig von einer Substanz gereinigt wird. Diese an sich fiktive Größe hat nur in zwei Fällen ein physiologisches Korrelat:
Benutzt man eine Substanz, die nur glomerulär filtriert und nicht rückresorbiert wird, so stellt die Clearance dieser Substanz die glomeruläre Filtrationsrate dar.
Würde dagegen die Substanz vollständig in der Niere eliminiert - die venöse Konzentration also gleich Null - so wäre die Clearance dieser Substanz der renale Plasmafluß.

2.1.3. Die seitengetrennte Bestimmung des renalen Plasmaflusses

Die Sektretionsphase des ING stellt ein relatives Maß der Funktion der Einzelniere dar (20,45,46,49,55,91,96,97).
Mehrere Ansätze stellen einen Versuch dar, die Seitentrennung auch quantitativ zu beschreiben.

2.1.3.1. Methode nach OBERHAUSEN

Da sich das ING aus der eigentlichen Aktivitätsanreicherung in der Niere und dem sie umgebenden Untergrund zusammensetzt, verwenden die meisten Autoren eine Methode, die eine Korrektur dieser extraparenchymalen Aktivität (EPA) vorsieht.

OBERHAUSEN (68) geht von einem prinzipiell gleichen Verlauf von EPA-Kurve und Ganzkörperkurve aus. Er legt die verkleinerte Ganzkörperkurve durch den Beginn der 2. Phase des ING, den er mit 45 sec annimmt. Als relatives Maß der Nierenfunktion bezeichnet er dann die Fläche zwischen der ING-Kurve und der Ganzkörperkurve, die bis zur Zeit t = 120 sec berechnet wird. Bis zu dieser Zeit ist noch keine Aktivität aus der Niere abgeflossen, da noch keine kürzere Transitzeit als 2 min gemessen wurde (62).
Für die Funktion der linken bzw. rechten Niere ergibt sich damit

$$\%\text{links (rechts)} = \frac{\text{Fläche}_{li(re)}}{\text{Fläche}_{li} + \text{Fläche}_{re}} \cdot 100$$

2.1.3.2 Methode nach TAPLIN

Neben der Berechnung der Seitentrennung nach OBERHAUSEN, die im Programm bevorzugt wird, wird aus Vergleichs- und Kontrollgründen auch noch die Seitentrennung nach TAPLIN berechnet.

TAPLIN (96,97) legt durch die 2. Phase des ING eine Gerade und benutzt deren Steigung als relatives Maß der Nierenfunktion. Eine Untergrundsubtraktion wird nicht vorgenommen.

$$\%\text{links(rechts)} = \frac{\text{Steigung}_{li(re)}}{St_{li} + St_{re}} \cdot 100$$

2.1.4. Berechnung der aus den Nieren abgeflossenen Menge

Um die aus den Nieren abgeflossenen Menge an radioaktivem Tracer berechnen zu können, gehen wir davon aus, daß die aus dem Ganzkörper von den Nieren eliminierte Menge sich bis zum Zeitpunkt t = 2 min noch vollständig in beiden Nieren befindet. Die ING-Kurven stellen also in diesem Intervall (0 - 2 min) bis auf Geometriefaktoren die Differenz der Ganzkörperkurve zum Zeitpunkt 0 min und zum Zeitpunkt t dar zuzüglich eines Untergrundanteils, der proportional zur Ganzkörperkurve ist (vgl. 56,66,89).
Für die einzelne ING-Kurve ergibt sich

$$ING_{li}(t) = \underbrace{c_{li} \cdot e_{li} \cdot (G(0)-G(t))}_{\text{Menge in der Niere}} + \underbrace{d_{li} \cdot G(t)}_{\text{Untergrund}} \qquad t \leq 2 \text{ min}$$

wobei

c_{li} = Anteil der linken Nieren ($c_{li} + c_{re} = 1$)
e_{li}, d_{li} = Geometriefaktoren

Die Faktoren $f_{li} = c_{li} \cdot e_{li}$ und d_{li} (bzw. die Faktoren für das rechte ING) werden bestimmt, indem die theoretische ING-Kurve der gemessenen Kurve im Intervall bis 2 min mit Hilfe der Methode der kleinsten Quadrate angepaßt wird.

Die berechneten Faktoren gelten aber über die 2 min hinaus, so daß mit ihrer Hilfe die Anreicherungskurve im ganzen Untersuchungszeitraum theoretisch berechnet werden kann.
Die folgende Abbildung zeigt eine gemessene ING-Kurve (geglättet) und die zugehörige theoretische Anreicherungskurve. (Abb. 4)
Hier ist der Abfluß regelrecht. Abb. 5 zeigt die gleiche ING-Kurve nach Untergrundsubtraktion, d.h. Subtraktion der Ganzkörperkurve G(t), die mit dem berechneten Geometriefaktor d multipliziert wurde.
Abb. 6 zeigt eine ING-Kurve mit gestautem Abfluß und die berechnete Anreicherungskurve.

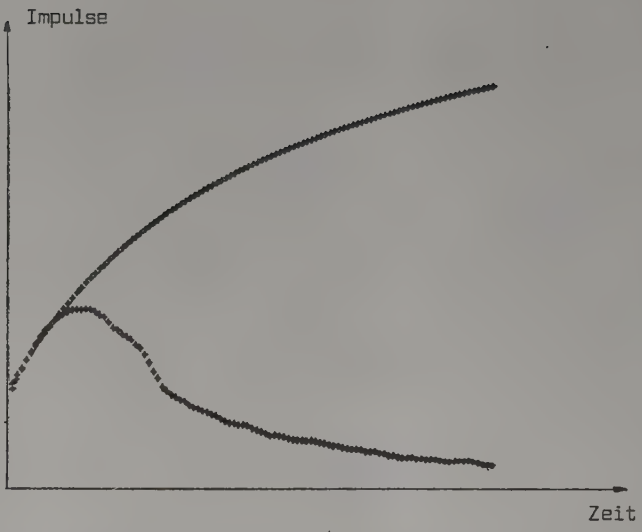


Abb. 4: ING-Kurve mit regelrechtem Abfluß und theoretische Anreicherungskurve

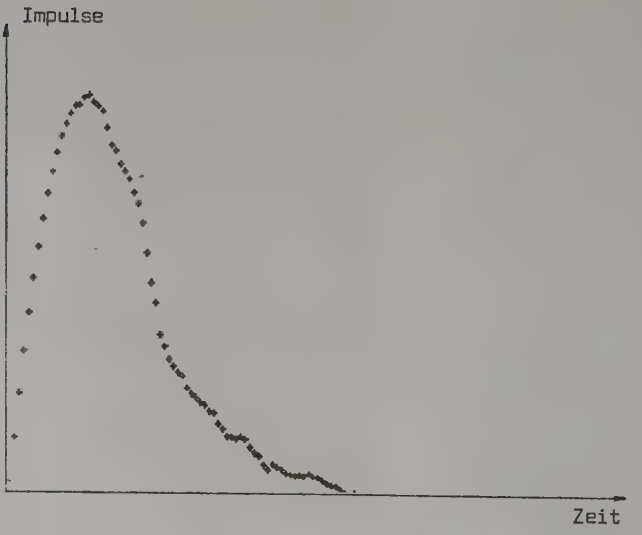


Abb. 5: Die gleiche ING-Kurve wie in Abb. 4 nach Untergrundsubtraktion

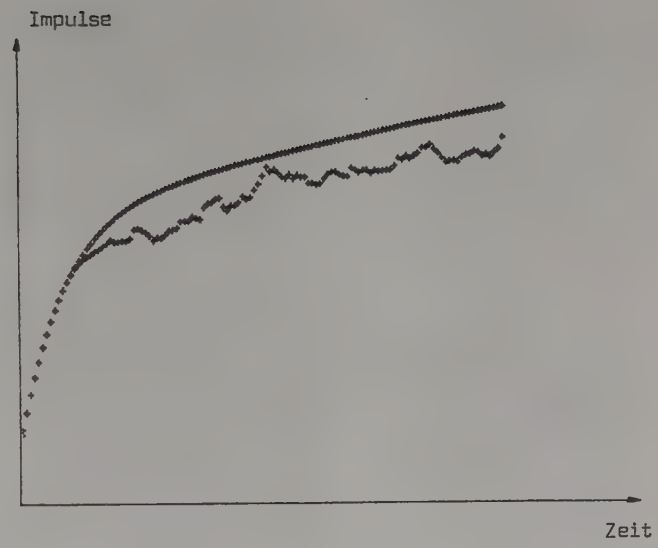


Abb. 6: ING-Kurve mit gestautem Abfluß und theoretische Anreicherungskurve

Das Verhältnis von abgeflossener Menge zur theoretisch in die Niere eingeflossenen Menge errechnet sich dann folgendermaßen:

$$AFM_{li}(t) = \frac{f_{li} \cdot (G(0)-G(t)) + d_{li} \cdot G(t) - R_{li}(t)}{f_{li} \cdot (G(0)-G(t))}$$

wobei

$R_{li}(t)$ die gemessene ING-Kurve ist.

Unter der Annahme, daß die Geometriefaktoren für die linke und rechte Niere gleich sind ($e_{re} = e_{li}$) kann man mit c_{re} und c_{li} auch die prozentuale seitengetrennte Clearance berechnen (vgl. 66)

$$\% \text{ links (rechts)} = \frac{c_{li(re)}}{c_{li} + c_{re}} \cdot 100$$

2.2. Verwendete Substanzen

2.2.1. ^{131}J-Hippuran

^{131}J-Hippuran (Fa. Behring-Werke), das Na-Salz der Ortho-Jod-131-Hippursäure, wird für die Isotopennephrographie und für die Bestimmung des renalen Plasmaflusses verwendet (10,39,47,73,99). Diese Substanz wird von der Niere in der gleichen Weise wie die nichtmarkierte ortho-Jod-Hippursäure eliminiert. Da die Extraktionsrate nur 91% beträgt (82), wird mit dieser Substanz nicht der reale Plasmafluß bestimmt; wir sprechen deshalb vom 'effektiven renalen Plasmafluß'(45).

2.2.2. ^{99m}Tc-DTPA

^{99m}Tc-DTPA(Sn) wird hergestellt durch Zugabe von $^{99m}TcO_4$ (Tc-Pertechnat) aus einem Tc-Generator (Fa. von Heyden) zu einer Trockensubstanz (Dry-Kit, Fa. C.E.A), die $CaNa_3$DTPA (=Diphenyl-

triaminpenta-acetat) und $SnCl_2$ als Reduktionsmittel für TcO_4 enthält. DTPA bildet mit TcO_2 einen stabilen Chelat-Komplex.
Diese Substanz wird ausschließlich glomerulär filtriert und stellt für die Bestimmung der glomerulären Filtration ein geeignetes Radiopharmazeutikum dar.(2,3,11,32,33,35,37,43,48,63)
Die Bestimmung der glomerulären Filtration und des renalen Plasmaflusses wird gleichezitig durchgeführt, da die Gamma-Strahlungen der beiden Isotope durch die Meßapparatur gut getrennt werden können.

2.3. Beschreibung des Meßstandes

Der Funktionsmeßplatz (NUKLEOPAN M, Fa. Siemens, vgl. Abb. 7) besteht aus einem Tisch, auf dem der Patient auf dem Rücken liegt. Über dem Patienten sind zwei Sonden angeordnet, deren Meßgeometrie so gewählt ist, daß die Sonden einen repräsentativen Ausschnitt der im ganzen Körper weilenden Aktivität messen.
Damit die bereits durch die Nieren eliminierte Menge nicht mehr berücksichtigt wird, befindet sich über der Nieren- und Blasen-Region eine Bleiabschirmung, die dem Patienten angepaßt werden kann.
Mit den beiden Obertischsonden wird die Strahlung von ^{131}J-Hippuran und von ^{99m}Tc-DTPA registriert. Die Kurven, die man erhält, sind die Ganzkörper-Retentionskurven (OBERHAUSEN).

Zur Aufnahme der Isotopennephrogramme dienen die unterhalb des Tisches angeordneten zwei Sonden. Sie sind in zwei Richtungen verschiebbar und so genau auf die Nieren des Patienten einzustellen.
Mit den beiden Untertischsonden wird nur die von ^{131}J-Hippuran ausgehende Strahlung registriert.

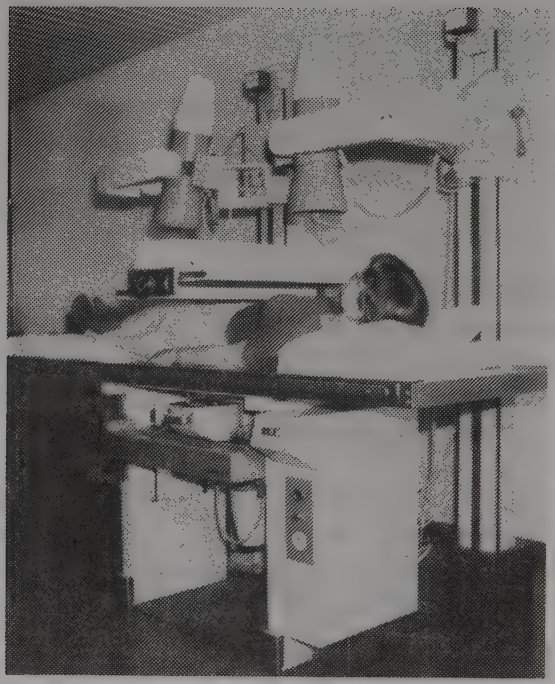


Abb. 7: Der NUKLEOPAN M - Meßstand

Die beiden Isotopennephrogramme werden über zwei Direktschreiber aufgezeichnet, die Meßwerte aller vier Sonden einem Lochstreifenstanzer (Fa. Siemens) übermittelt, der die gemessenen Werte alle 10 sec auf Lochstreifen stanzt. Dieser Lochstreifen dient als Eingabe für das Auswerteprogramm.

2.4 Untersuchungsablauf

Für fünf Patienten wird jeweils die Substanz zur Injektion zusammengestellt, zusammen mit einem Standard, der 1/200 der Dosis entspricht.

15 Minuten vor Beginn der Untersuchung trinkt der Patient 400 ml Tee, damit eine ausreichende Diurese in Gang kommt. Die Schilddrüse wird mit 15 Tropfen Irenat blockiert, um eine Aufnahme von abgespaltenem, freien ^{131}J zu verhindern.

Die Mittelpunkte der Nieren werden auf dem Rücken des Patienten markiert und die Sonden dann auf den liegenden Patienten eingestellt. In 4 ml einer physiologischen Kochsalz-Lösung werden dann 40 µCi ^{131}J-Hippuran und 50 uCi ^{99m}Tc-DTPA injiziert und gleichzeitig der Meßvorgang gestartet, der ungefähr 20 min andauert.
Nach 7 und 17 min wird zur Bestimmung der Plasmaaktivität eine Blutprobe entnommen.
Die Bestimmung der Aktivitäten der beiden Blutproben sowie des Standards erfolgen in einem automatischen Probenwechsler (Combitron, Fa. Siemens). (FHT 770 D , Fa. Frieske u. Höepfner)
Damit das Auswerteprogramm den Lochstreifen identifizieren kann, wird nach Ablauf der Untersuchung noch die Nummer des Patienten gestanzt und außerdem noch die Dosishöhen der radioaktiven Substanzen sowie Körpergröße und Gewicht und die beiden Abnahmezeiten der Blutproben.

2.5. EDV-Konfiguration

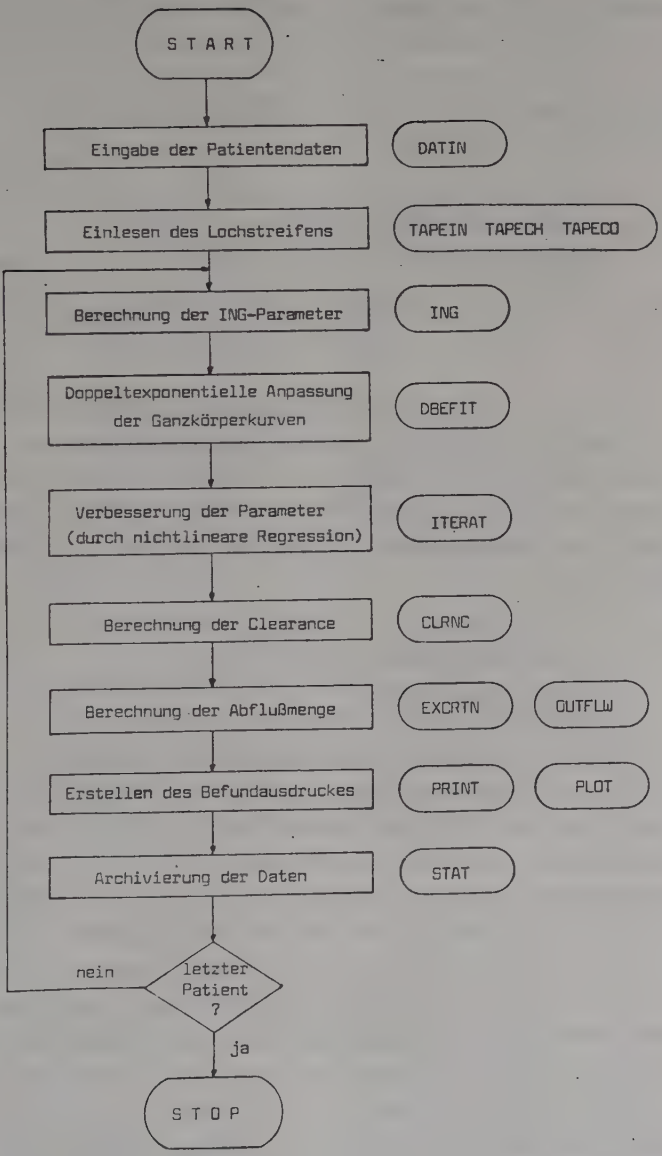
Das Auswerteprogramm läuft auf einem Computer vom Typ PDP 11/40 (Digital Equipment). Ihm sind eine Magnetplatteneinheit, ein Lochstreifenleser, ein Line-Printer und ein Color-Display angeschlossen. Der Line-Printer dient als Ein- und Ausgabe-Console.
Auf dem Color-Display können mit einem zusätzlich entwickelten Programm die Kurven graphisch dargestellt werden.

2.6. Beschreibung des Computer-Programmes

Das Programm ist in der Programmiersprache FORTRAN geschrieben. Kleine Zusatzroutinen sind in Maschinensprache hinzugefügt.
Der Ablauf erfolgt automatisch, nachdem die notwendigen Daten eingegeben worden sind. Die Vorbereitung der Daten, insbesondere die Erstellung des Lochstreifens, muß deshalb sehr genau erfolgen (vgl. 54). Dies wird vom Programm nochmals geprüft und kann eventuell noch korrigiert werden. Nur so ist ein Einsatz im Routine-Betrieb möglich. Die Programmentwicklung erfolgte deshalb in sehr engem Kontakt mit der Alltagsrealität und richtete sich nach den Möglichkeiten und Erfordernissen der Praxis aus.
Das Programm gliedert sich in Unterprogramme, die in sich abge-

schlossene Aufgaben haben. Durch Verwendung der 'overlay'-Technik - das Hauptprogramm lädt nacheinander die benötigten Programmabschnitte in den Kernspreicher - wird der benötigte Kernspreicherbedarf niedrig gehalten.
Die Funktion der einzelnen Unterprogramme soll im folgenden besprochen werden. Die Reihenfolge entspricht dabei auch dem zeitlichen Ablauf.

Programmablauf



2.6.1. Eingabe der zusätzlich zum Lochstreifen einzugebenden Daten

Unterprogramm DATIN

Der Auswerter gibt die Namen und die Kenn-Nummern der Patienten ein (bis zu fünf können auf einmal ausgewertet werden), dann die Impulszahlen von Technetium- und Jod-Standard und der Plasmawerte der Patienten bei der ersten und zweiten Blutabnahme. Die Technetium-Werte werden dabei um den Einstrahlungsanteil von Jod in den Technetium-Kanal korrigiert.

2.6.2. Einlesen des Lochstreifens

Unterprogramme TAPEIN (= "tape in")

TAPECH (= "tape check")

TAPECO (= "tape correct")

Der Lochstreifen wird eingelesen und zwischengespeichert (TAPEIN). Die Information wird geprüft; aus den Stanzungen werden dann unter Berücksichtigung der Einstrahlung von Jod in den Technetium-Kanal die Impulszahlen der einzelnen Kurven berechnet (TAPECH). Unvollständige oder falsche Kennungssätze können noch korrigiert werden (TAPECO).

2.6.3. Berechnung der ING-Parameter

Unterprogramm ING

Der Anfangsteil der ING-Kurven wird durch eine Parabel 2. Ordnung $y = ax^2 + bx + c$ nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate approximiert (vgl. 20). Dadurch können methodisch bedingte Schwankungen der ersten Meßpunkte eliminiert werden, insbesondere die im linken ING erscheinden 'Aortenzacke'. Die Kurven werden dann geglättet. Diese Glättung, die auch bei den anderen Kurven angewendet wird, vollzieht sich in zwei Schritten: Durch eine 'data-bounding technique' (13) werden 'Ausreißer', d.h. Punkte, die außerhalb eines durch die Standardabweichung bestimmten Intervalls liegen, durch angeglichene Punkte ersetzt. Daran schließt sich eine lineare 5-Punkt-Glättung an.

Es werden dann die in Kapitel 2.1.1.4 genannten ING-Parameter berechnet. Dabei erfolgt die Berechnung des Impulsanstieges leicht

durch Ableiten der Parabel:

$$\text{Impulsanstieg } y' = 2ax + b$$

Der Impulsanstieg wird dann zur Bestimmung der seitengetrennten Clearance nach TAPLIN (Kap. 2.1.3.2.) verwendet.

2.6.4. Clearance-Berechnung

Die Berechnung der Clearance erfolgt in drei Stufen:
Als erstes werden die Parameter für die Ganzkörperkurven bestimmt (DBEFIT), daran schließt sich eine Verbesserung der Parameter durch statistische Ausgleichsrechnung (nichtlinerare Regression) an (ITERAT), in der Routine CLRNC werden dann die gewonnen Parameter benützt, um die Clearance zu berechnen.

2.6.4.1. Doppeltexponentielle Anpassung

Unterprogramm DBEFIT (= "double exponential fitting")

Es wird hier ein allgemein gebräuchliches Verfahren angewendet, das davon ausgeht, daß der hintere Teil der Ganzkörperkurve (10 - 17 min) in erster Linie durch die e-Funktion mit der kleineren Eliminationskonstanten bestimmt wird. Nach Logarithmieren dieses Kurvenabschnittes stellt er sich somit als eine Gerade dar. Durch lineare Regression werden die Parameter der Geraden - die Steigung $-a_2$ und der y-Achsenabschnitt B_2 - bestimmt. Die e-Funktion mit diesen Parametern wird dann vom vorderen Abschnitt der Ganzkörperkurve abgezogen. Die Differenz ist die e-Funktion mit der größeren Eliminationskonstanten. Nach Logarithmieren werden wieder durch Ausgleichsrechnung die Parameter $-a_1$ und B_1 bestimmt. Es werden dazu die Punkte im Intervall 120 sec bis 200 sec benützt. Dabei wird angenommen, daß sich nach 2 min der Indikator gleichmäßig vermischt hat (62,75).
Bei schlechter Nierenfunktion ist oft die Konstruktion der vorderen e-Funktion nicht möglich, was auch von Rohloff (83) und Mariss (54) beschrieben wurde. In diesem Fall erfolgt die weitere Berechnung nur mit einer e-Funktion.

2.6.4.2. Verbesserung der bestimmten Parameter

Unterprogramm ITERAT

Die im Unterprogramm DBEFIT bestimmten Parameter dienen als Anfangswerte für ein Interationsverfahren, das nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate genauere Werte bestimmt (vgl. 94,101). Es werden dazu alle Kurvenpunkte ab 2 min benützt.

2.6.4.3. Berechnung der Clearance mit Seitentrennung

Unterprogramm CLRNC

Für die Clearance-Berechnung wird Gl.(11) benützt. Die durch die beiden e-Funktionen approximierte Ganzkörperkurve kann jetzt leicht abgeleitet werden

$$G'(t) = -a_1 \cdot B_1 \cdot e^{-a_1 t} - a_2 \cdot B_2 \cdot e^{-a_2 t}$$

Die relativen Einheiten der Impulszahlen der beiden Obertischsonden, die ja repräsentativ für die im Körper weilende Aktivität sein sollen, müssen noch mit Hilfe der injizierten Dosis und dem Wert der Ganzkörperkurve zur Zeit t = 0 ($G(t=0) = B_1 + B_2$) umgerechnet werden.

Es ergibt sich dann folgende Clearance-Formel

$$Cl = \frac{\frac{D}{B_1 + B_2} - (a_1 B_1 e^{-a_1 t} + a_2 B_2 e^{-a_2 t})}{C_{art}}$$

Da sich die Dosis aus dem Standard und der Standardverdünnung berechnet - Dosis = Standard x Standardverdünnung (D = ST x STV) - folgt

$$Cl = \frac{ST \cdot STV \cdot (-a_1 B_1 e^{-a_1 t} - a_2 B_2 e^{-a_2 t})}{(B_1 + B_2) \cdot C_{art}}$$

Die Bestimmung der seitengetrennten Clearance erfolgt dann nach OBERHAUSEN (vgl. Abschn. 2.1.3.1).

Die Fläche errechnet sich dabei folgendermaßen

$$Fläche_{li/re} = \sum_{i=5}^{12} ING_{li/re}(t=t_i) - F_{li/re} \cdot G(t=t_i)$$

wobei

$ING_{li/re}(t)$ = Impulsrate zur Zeit t des Isotopennephrogramms

$G(t)$ = Impulsrate zur Zeit t der Ganzkörperkurve

t_i = i x 10 sec (= i-ter Meßpunkt)

$F_{li/re}$ = Abbildungsfaktor der Ganzkörperkurve

mit $F_{li/re} = \frac{ING_{li/re}\ (t=50sec)}{G\ (t=50sec)}$

Die absoluten seitengetrennten Clearance-Werte ergeben sich dann durch Multiplikation der nach den Methoden von OBERHAUSEN und TAPLIN erhaltenen prozentualen Clearance-Verhältnisse mit der Gesamtclearance.
Die Clearance-Werte werden noch auf einen Bezugsstandard von 1,73 m^2 Körperoberfläche umgerechnet (59).
Die Körperoberfläche ergibt sich dabei aus der Formel von DUBOIS (aus 19)

$$KOF(m^2) = 0{,}007184 \cdot W(kg)^{0{,}425} \cdot H(cm)^{0{,}725}$$

2.6.5. Berechnung der abgeflossenen Menge

Unterprogramme EXCRTN, OUTFLW

Für die Berechnung der Faktoren werden die Punkte 3 bis 12 (30 sec bis 2 min)benützt.
Die abgeflossene Menge wird angegeben in Prozent der in die Nieren eingeflossenen Menge zum Zeitpunkt t = 15 min.

2.6.6. Erstellen des Befundausdruckes

Unterprogramm PRINT (+ PLOT)

Es wird ein zwei Seiten langer Ausdruck erstellt (vgl. Anhang 7.3).
Auf der ersten Seite werden die beiden Isotopennephrogramme mit der in sie hinein projizierten Jod-Ganzkörperkurve dargestellt.
Die zweite Seite enthält in übersichtlicher Form die berechneten Clearance-Werte und die Parameter, die das Isotopennephrogramm be-

schreiben.
Der untere Raum ist freigelassen für die abschließende Beurteilung durch den Arzt.

2.6.7. Archivierung der Daten

Unterprogramme STAT1, STAT2, STAT3

Alle Ergebnisse werden zusammen mit Namen und Kenn-Nummer des Patienten auf einer Magnetplatte gespeichert.
Sie können jederzeit wieder abgerufen werden und stehen damit für eine statistische Auswertung zur Verfügung.

2.7. Erfahrungen beim Erstellen des Programmes

2.7.1. Der Lochstreifen

Wie bereits beschrieben (Absch. 2.3. und 2.4.), werden die Meßdaten automatisch auf Lochstreifen gestanzt. Von der Assistentin wird dann noch ein Datensatz hinzugefügt, der Informationen über den Patienten enthält und gleichzeitig zur Identifikation der vorher maschinell gestanzten Daten dient, da ja auf diesen Daten weitere Patienten folgen. Im Datensatz sind die einzelnen Ziffern durch Sonderzeichen getrennt. In Abb. 8 ist das Flußdiagramm des Programmteils wiedergegeben, der den Lochstreifen interpretiert (TAPECH = tape check). Der obere Teil A stellt das Auswerten der maschinell gestanzten Daten dar, während der weitaus größere Teil B die von Hand gestanzten Datensätze untersucht. Besonders dieser Programmteil spiegelt die Erfahrung von eineinhalb Jahren mit menschlichen Schwächen und Bedürfnissen wider.
Wie hier so gilt auch im übrigen Programm, daß die Kontrolle einen großen Teil des Programms beansprucht, damit bei der weiteren automatischen Auswertung keine Pannen passieren können. So stellte es sich heraus, daß auch der Lochstreifenstanzer ganz selten falsche Werte stanzt, die aber leicht erkannt werden können, da in allen Kanälen die gleiche Zahl erscheint. Eine Routine STZFHL ersetzt diese Stanzfehler durch interpolierte Werte.

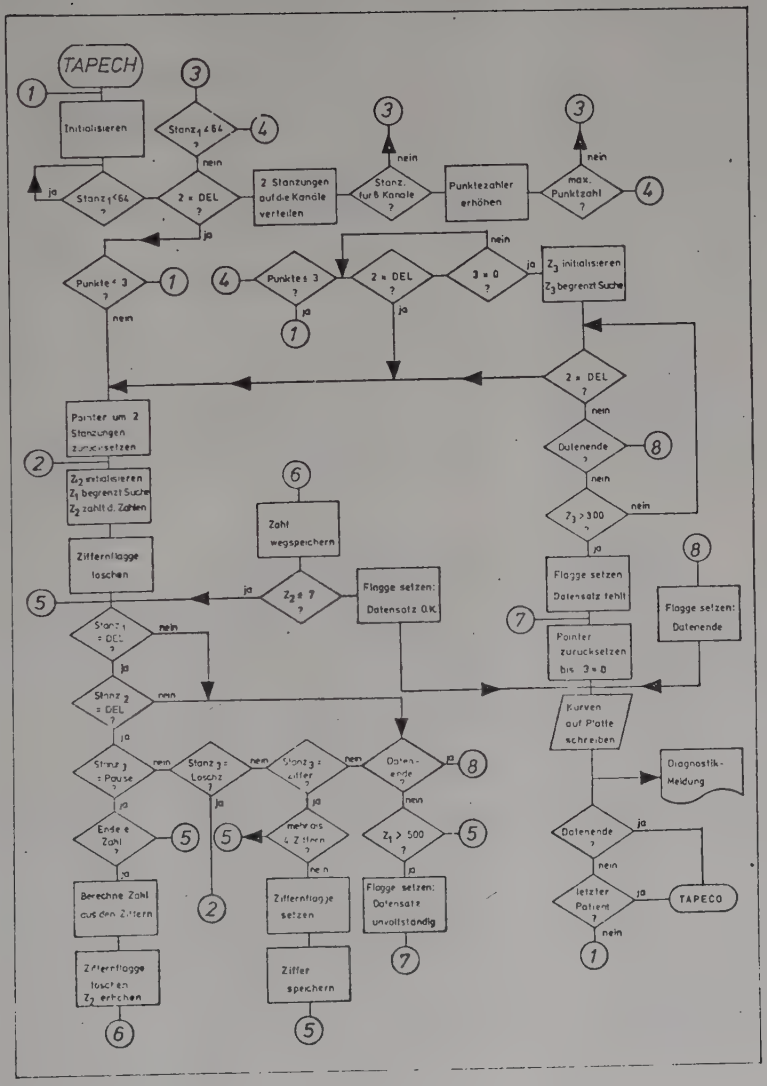


Abb. 8: Flußdiagramm zur Interpretation des Lochstreifens (TAPECH)

2.7.2. Berechnung der Ganzkörperkurve

Bei der Berechnung der Konstanten für die beiden e-Funktionen der Ganzkörperkurve ist die vordere e-Funktion mit größeren Fehlern behaftet, da für sie nur relativ wenig Punkte zur Verfügung stehen (Punkt 12 - 20 = 120 sec - 200 sec).
Da die vordere e-Funktion vor allem den Wert der berechneten Ganzkörperkurve zum Zeitpunkt 0 bestimmt, und von diesem der Clearance-Wert abhängt, hat es sich als nützlich erwiesen, einen Kontroll- bzw. Korrekturfaktor einzufügen. Es zeigte sich, daß bei guter Berechnung der ersten e-Funktion das Verhältnis zwischen dem y-Achsenabschnitt der berechneten Ganzkörperkurve und dem Mittelwert der gemessenen Impulszahlen zur Zeit 40 sec und 50 sec ungefähr gleich 1 ist. Ist dieser Wert viel höher als 1, so wird der Clearance-Wert entsprechend verändert.
Lag bei der Aufnahme versehentlich die Harnblase im Detektorfeld der Fußsonde, so läßt sich bei der Konstruktion der e-Funktionen natürlich keine negative Steigung finden. In diesem Fall wird die Clearance automatisch nur aus den Impulszahlen der Kopfsonde berechnet.

2.8. Paralleluntersuchung mit der Gamma-Camera

Um eine Aussage über die Zuverlässigkeit der Isotopennephrographie (insbesondere die Seitentrennung) machen zu können, wurde nach der Untersuchung am NUKLEOPAN M-Meßstand bei 48 Patienten noch eine Nierenserienszintigraphie mit der Gamma-Camera (Fa. Picker) angeschlossen.
Als radioaktiver Tracer wurden 200 µCi ^{131}J-Hippuran injiziert. Die Camera ist über ein spezielles Interface mit einer PDP 11/20 (Digital Equipment) verbunden, über das alle 30 sec. ein Bild übertragen wurde. Die Auswertung erfolgte dann mit der System-Software Gamma-11 von Digital Equipment mittels 'regions of interest'-Technik. Die Seitentrennung wurde nach vorheriger Untergrundkorrektur nach der Methode von TAPLIN (vgl. Abschn. 2.1.3.2.) berechnet.

3. Ergebnisse

3.1 Normwerte

An Hand von 14 Patienten, bei denen keine Nierenerkrankung festgestellt werden konnte, ergaben sich folgende Normwerte (dabei wird die einfache Standardabweichung mit angegeben):

Clearance: (bezogen auf 1,73 m^2 Körperoberfläche)

Ganzkörperclearance:	Tc-DTPA :	1. Blutabnahme:	139 ± 36 ml/min
		2. Blutabnahme:	137 ± 30 ml/min
		Mittelwert :	138 ± 30 ml/min
	J-Hippuran :	1. Blutabnahme:	503 ± 118 ml/min
		2. Blutabnahme:	473 ± 87 ml/min
		Mittelwert :	488 ± 93 ml/min
Plasmaclearance:	Tc-DTPA :		216 ± 91 ml/min
	J-Hippuran :		767 ± 200 ml/min

ING-Parameter: (vgl. Abschn. 2.1.1.5)

	links	rechts	
T_{max}	3,1 ± 0,9	3,1 ± 0,9	min
Impulse im Maximum*)	1290 ± 308	1375 ± 374	Imp/10 sec
Impulsanstieg*)	1423 ± 427	1505 ± 541	Imp/min^2
$T_{70\%}$	5,4 ± 1,6	5,5 ± 1,5	min
$T_{50\%}$	8,5 ± 2,7	8,1 ± 2,6	min
$Imp_{Endpunkt}$ / Imp_{max}	0,23 ± 0,08	0,21 ± 0,05	
Abflußmenge (nach 15 min)	92 ± 7	93 ± 9	%

Die Werte der ersten und zweiten Blutabnahme bei der Ganzkörperclearanceberechnung und die Werte der ING-Parameter links/rechts wurden einem t-Test mit verbundenen Stichproben unterworfen. Auf dem 5 %-Niveau waren die Unterschiede der Mittelwerte bei keinem Parameter signifikant.

---

*) bezogen auf 70 kg Körpergewicht

3.2 Vergleich der Seitentrennung Camera - NUKLEOPAN M

Bei der Doppeluntersuchung Gamma-Camera und NUKLEOPAN M (vgl. Abschn. 2.8) an 48 Patienten wurde zum Vergleich die Seitentrennung bei beiden Verfahren aufgrund der Steigung der 2. Phase des ING berechnet.

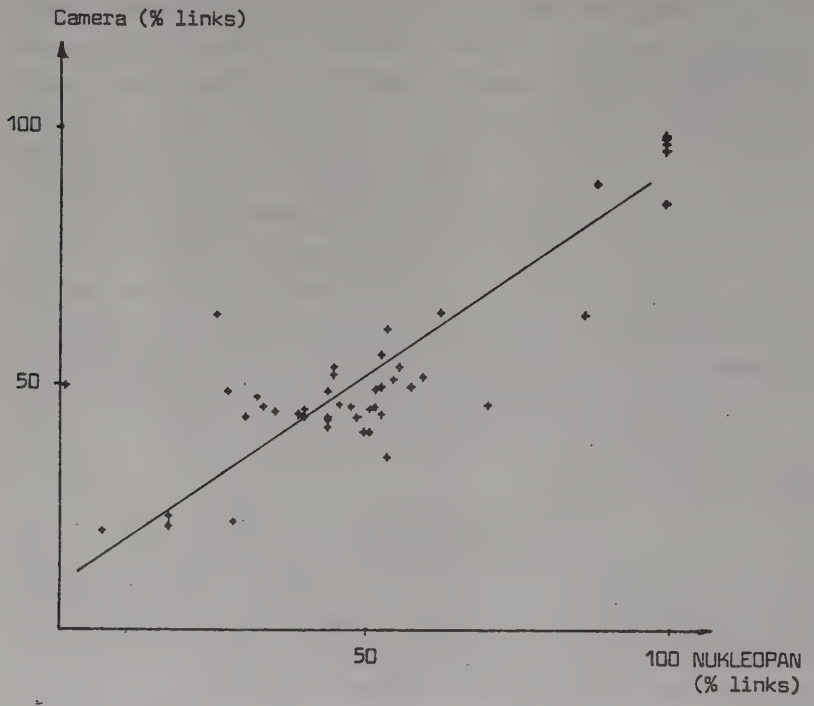


Abb. 9 : Vergleich der Seitentrennung Camera - NUKLEOPAN M

Regressionsgerade: $y = 0{,}82\,x + 9{,}9$

$r = 0{,}86$, $n = 48$

Aufschlüsselung nach der Größe der Differenz zwischen beiden Verfahren:

Differenz	0 - 5	Prozentpunkte :	23	Patienten (= 48 %)
"	5 - 10	" :	13	" (= 27 %)
"	10 - 20	" :	7	" (= 15 %)
"	20 - 30	" :	3	" (= 6 %)
"	> 30	" :	2	" (= 4 %)

3.3 Vergleich der verschiedenen Methoden zur Seitentrennung am NUKLEOPAN M

3.3.1 Steigungsmethode (TAPLIN) - Flächenmethode (OBERHAUSEN)

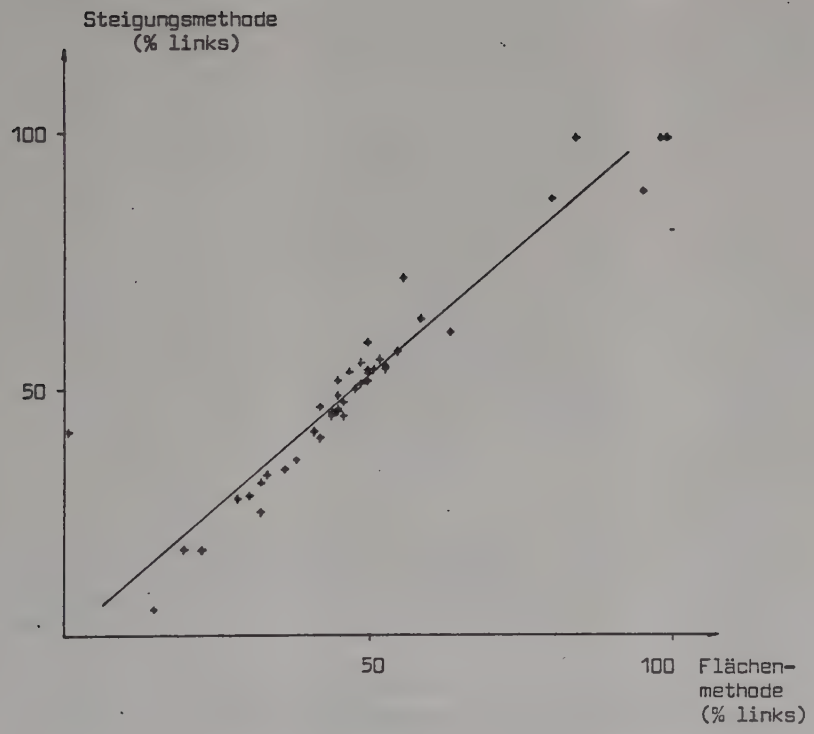


Abb. 10: Vergleich der Seitentrennung am NUKLEOPAN M
Steigungsmethode - Flächenmethode

Regressionsgerade: $y = 1{,}01\ x + 0{,}9$

$r = 0{,}96$, $n = 48$

3.3.2 Seitentrennung mit Faktoren c_{li} und c_{re} - Flächenmethode

Um nachzuprüfen, ob die Faktoren zur Bestimmung der Ausflußmenge (vgl. Abschn. 2.1.4) richtig berechnet werden, wurde die Seitentrennung auf Grund der Faktoren c_{li} und c_{re} mit der Flächenmethode verglichen:

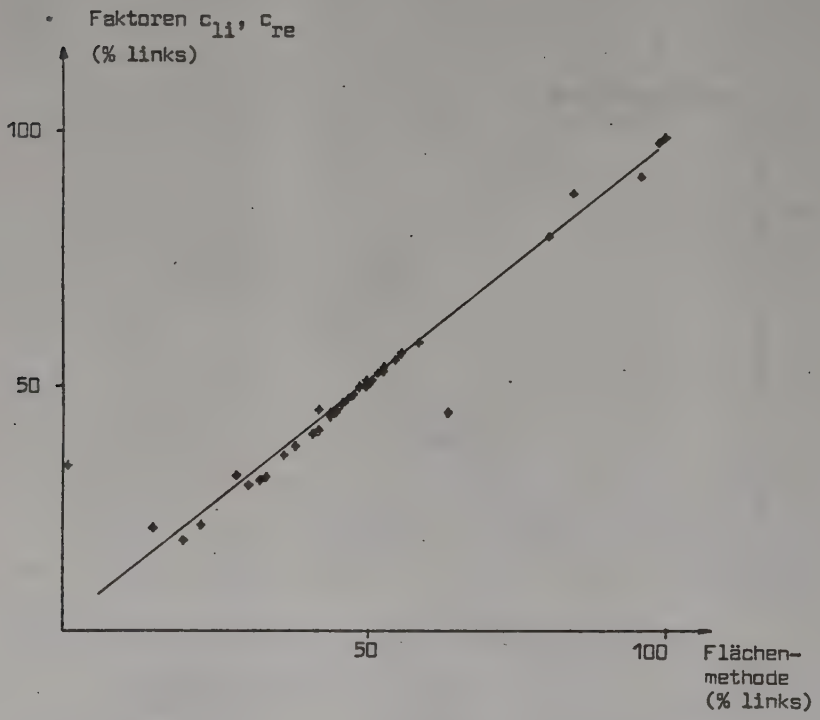


Abb. 11: Vergleich der Seitentrennung am NUKLEOPAN M
Faktoren c_{li}, c_{re} - Flächenmethode

Regressionsgerade: $y = 0{,}94\,x + 3{,}1$

$r = 0{,}97$, $n = 48$

3.4 Vergleich Ganzkörperclearance - 7/17'-Plasmaclearance

3.4.1 Tc-DTPA-Clearance

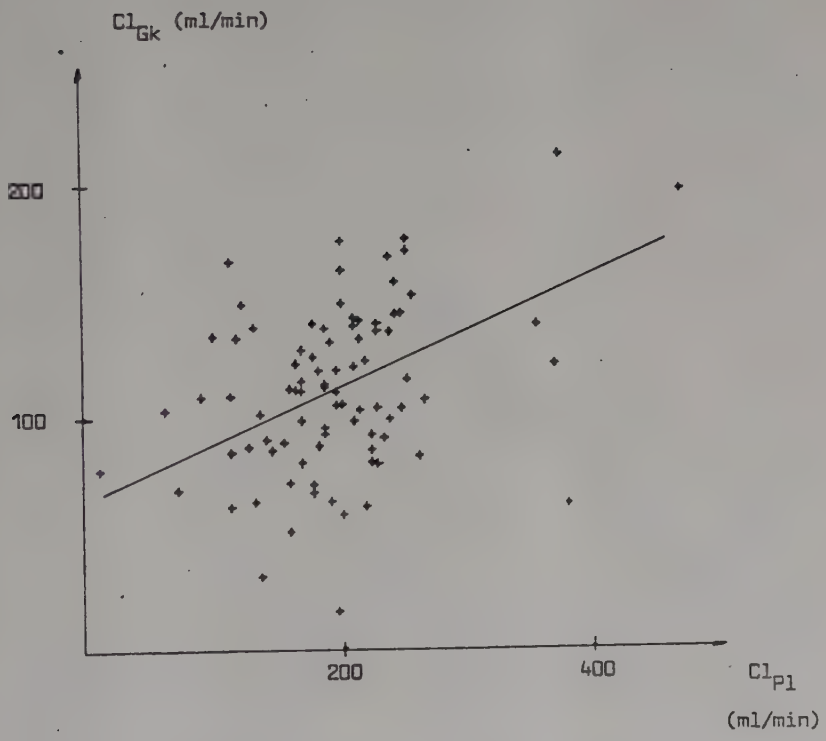


Abb.12 : Tc-DTPA: Vergleich Ganzkörperclearance - Plasmaclearance

Regressionsgerade: $y = 0{,}24\ x + 66$

$r = 0{,}37$, $n = 86$

3.4.2 Jod-Hippuran-Clearance

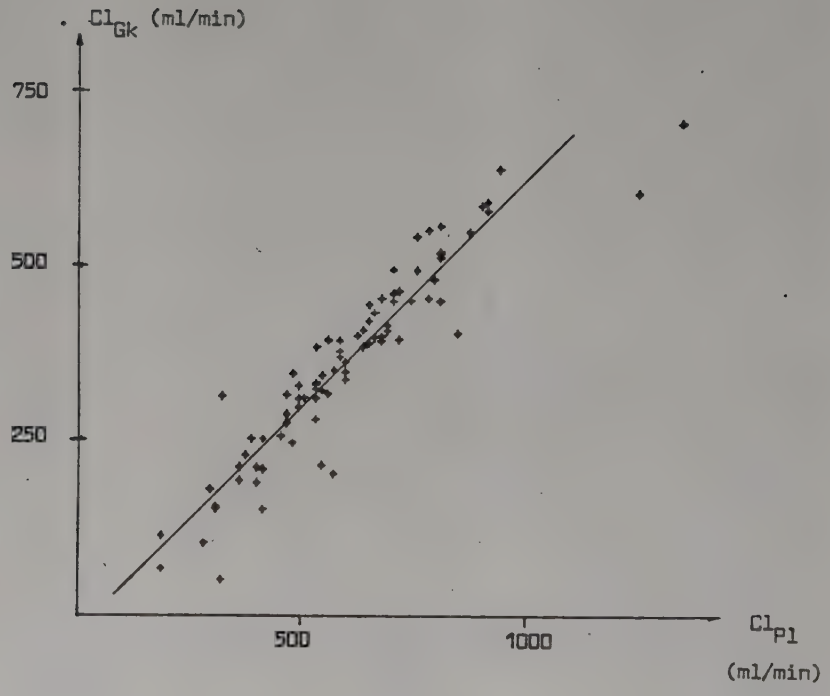


Abb. 13: Jod-Hippuran: Vergleich Ganzkörperclearance - Plasmaclearance

Regressionsgerade: $y = 0{,}63\ x - 12$

$r = 0{,}93$, $n = 86$

4. Diskussion

4.1. Vergleich der verschiedenen Verfahren zur Clearance-Bestimmung

Die nuklearmedizinischen Clearance-Bestimmungen haben die früher üblichen direkten Verfahren mit Katheterisieren verdrängt, die doch ein beträchtliches Risiko der Infektion beinhalten (28,50).
Die Clearance-Bestimmung bei konstantem Plasmaspiegel (im 'Steady state') benötigt eine lange Vorbereitungszeit, bis das Gewebe gesättigt ist, nach der erst mit der eigentlichen Messung begonnen werden kann.
Demgegenüber benötigen die Ganzkörperclearance und die Plasmaclearance nur relativ wenig Zeit, es können so viele Untersuchungen hintereinander durchgeführt werden.
Für die 7/17'-Plasmaclearance sind nur zwei Blutentnahmen erforderlich, während die genaue Bestimmung der Plasmaclearance viele Blutentnahmen notwendig macht.
Zur Berechnung der Clearance nach dem Ganzkörperverfahren benötigt man eine einzige Blutentnahme, was natürlich für den Patienten angenehmer ist.
Problematisch ist bei diesem Verfahren jedoch die Eichung der Impulszahlen durch Extrapolation der berechneten Ganzkörperkurve bis zum Zeitpunkt t = 0. Die erste Kreislaufpassage des Tracers wird nicht berücksichtigt, da für die Kurve erst Werte ab 2 min benützt werden. Vorher ist der Tracer noch nicht gleichmäßig verteilt. Die Ganzkörperkurve wird also verfälscht durch die von den Nieren am Anfang eliminierte Substanzmenge (vgl. 53). Eine ausgedehnte Erörterung der Problematik der Ganzkörperclearance findet sich bei Pixberg (72).
Ich möchte hier nur noch auf die Erfahrungen bei der Bestimmung der Steigung der Ganzkörperkurve eingehen. Die anfangs versuchte Bestimmung mittels Ausgleichsgeraden,um die Zeitpunkte der Blutentnahmen herum, erwies sich als undurchführbar, weil je nach Ausdehnung des Intervalls für die Ausgleichsgerade die Steigungen um bis zu 100 % variiert werden konnten; das gleiche ergab sich bei der Extrapolation nach Null. Oberhausen (70) schlägt Ausgleichsparabeln vor, Pixberg (72) differenziert die Kurve numerisch mittels kubischer Ausgleichsparabeln. Meines Erachtens stellt aber erst die Annäherung der Ganzkörperkurve in ihrem ganzen Verlauf durch eine auch von der Theorie her begründbare Kurve das einzig sichere Verfahren dar. Der Verlauf

der gemessenen Kurve wird sehr gut durch die berechnete Kurve aus zwei e-Funktionen approximiert, die Bestimmung der Steigungen und die Extrapolation nach Null kann so mit genügender Genauigkeit und Verläßlichkeit erfolgen.
Vergleicht man die Ganzkörperclearance-Werte mit denen der 7/17'-Plasmaclearance so besteht für Tc-DTPA offensichtlich kein Zusammenhang zwischen den beiden Clearance-Verfahren (r = 0,37). Wahrscheinlich ist das 7/17'-Intervall eine zu geringe Basis für eine genaue Berechnung der Clearance allein aus zwei Plasmawerten. Das zeigt sich auch in der relativ großen Streuung der Clearance-Werte bei gesunden Menschen: die einfache Standardabweichung der Plasmaclearance beträgt 42 % des Mittelwertes gegenüber 22 % bei der Ganzkörperclearance. Bei J-Hippuran dagegen besteht zwischen beiden Clearanceverfahren eine enge Korrelation (r = 0,93). Aber auch hier ist die einfache Standardabweichung in Prozent des Mittelwertes (26 %) höher als bei der Ganzkörperclearance (19 %).

4.2. Seitentrennung

4.2.1. Einstellung der Meßsonden

Während die Gesamtclearance mit der Einführung der Ganzkörperclearance durch OBERHAUSEN zuverlässig bestimmt werden kann, ist die Berechnung der Clearance der Einzelniere weiterhin problematisch. Dazu wird das mit den Untertischsonden aufgenommene Isotopennephrogramm quantitativ ausgewertet (vgl. Abschn. 2.1.3).
Oberhausen (68) fand in seinen Untersuchungen eine gute Übereinstimmung zwischen den durch seine Flächenmethode und den durch Katheterisieren gewonnenen seitengetrennten Clearance- Werten. Doch können sich im Einzelfall mehrere Fehlerquellen auf die Genauigkeit des Ergebnisses auswirken. Am wichtigsten ist das genaue Einstellen der Sonden auf die Nierenregion (24,95). So wird die Funktion einer Niere natürlich stark unterbewertet, wenn die Sonde sie nur halb erfaßt. Wurde der Patient bereits röntgenologisch voruntersucht, so kann die Lokalisation der Nieren an Hand des Röntgenbildes relativ genau erfolgen. Sonst sind wir auf eine ungefähre Lagebestimmung der Nieren angewiesen, die sich am Verlauf der 12. Rippe ausrichtet. Die Meßsonden können jedoch noch kurz nach Beginn des Meßvorganges - innerhalb

von 40 bis 60 sec - optimal auf die Nieren eingestellt werden, was am Ausschlag des Linienschreibers kontrolliert werden kann. Durch die im Programm verwendetet Anpassung des Anfangsteils der ING-Kurven durch eine Parabel können die ersten Punkte unberücksichtigt bleiben und durch den Parabelverlauf rückextrapoliert werden.

4.2.2. Vergleichsuntersuchung mit der Gamma-Camera

Der Vergleich Gamma-Camera - NUKLEOPAN M zeigt eine gute Übereinstimmung in der Seitentrennung. Bei 36 Patienten (= 75 %) ist der Unterschied kleiner oder gleich 10 Prozentpunkte. Im Vergleich zu direkt gemessenen Werten (mittels Ureterenkatheter) stellt die Camera-Untersuchung natürlich auch nur eine indirekte Methode dar, indes werden hier mittels der 'regions of interest'-Methode die Nieren sicher erfaßt, so daß man sie schon als Vergleichsmaßstab heranziehen kann.
Eine Analyse der 12 Patienten, die außerhalb des 10 %-Intervalls lagen, ergab folgendes:
Bei 3 Patienten (Pat.-Nr. 215,221,273) haben offensichtlich die Sonden am NUKLEOPAN M die Nieren nicht richtig erfaßt, so daß eine Niere unterbewertet wurde (Diff.: 13, 15 und 50 %);
einmal (Pat.-Nr. 243) lag eine Beckenniere vor, die Sonde erfaßte gleichzeitig Niere und Blase (Diff.: 39 %);
zweimal (Pat.-Nr. 235, 255) täuschte der im Gesichtsfeld der linken Sonde erscheinende erste Aortendurchstrom ('Aortenzacke') einen falschen Kurvenanstieg vor, der sonst vom Programm mit Hilfe der Parabelglättung eliminiert wird (Diff.: 19 und 26 %);
einmal (Pat.-Nr. 277) streuten die Meßwerte in der Anfangsphase so sehr, daß keine sichere Parabelanpassung möglich war (Diff.: 21 %);
eine Patientin (Pat.-Nr. 281) hatte eine sehr schlechte Nierenfunktion links, wobei auch die Werte Steigungsmethode/Flächenmethode/ING-Faktoren am NUKLEOPAN M stark variieren - zwischen 6 und 21 % (Diff.: 14 %);
bei zwei Patienten (Pat.-Nr. 239, 325) war keine Ursache der Unterschiede zu erkennen (Diff.: 11 und 12 %);
bei 2 Patienten (Pat.-Nr. 223,298) war, was auch die Betrachtung der Szintigraphie-Bilder ergab, der beim NUKLEOPAN M ermittelte Wert aber richtig (Diff.: 13 und 24 %).
Bei 7 der 12 Patienten lag die J-Hippuran-Clearance weit unterhalb des

Normbereiches. Je geringer die Clearance ist, um so geringer ist offensichtlich die Sicherheit der Seitentrennung.

4.2.3. Korrektur der extraparenchymalen Aktivität

Wenn auch bei der Gamma-Camera mit der 'regions of interest'-Methode die Nieren immer voll erfaßt werden, so besteht hier jedoch ein systematischer Fehler in der Verwendung eines gleich großen Untergrundes für die linke und die rechte Nierenregion. Untersuchungen haben gezeigt, daß der Untergrund im rechten Nierenlager größer ist als im linken Nierenlager (8,41,81), wahrscheinlich bedingt durch den Einfluß der Leber. Dies bestätigen auch die eigenen Erfahrungen; es hat sich gezeigt, daß bei den Geometriefaktoren d_{li} und d_{re}, die ein Maß für den Untergrund im Nierenlager darstellen (vgl. Abschn. 2.1.4) d_{re} stets größer als d_{li} ist.
So ergaben Untersuchungen, die Rohloff et al. (85) an der Gamma-Camera vorgenommen haben, daß auf Grund des ungleichen Untergrundes bei der Verwendung der Methode nach TAPLIN ein Fehler von bis zu 15 % gegenüber der Methode nach OBERHAUSEN auftreten kann. Die Autoren verglichen in ihrer Arbeit verschiedene Verfahren zur Korrektur der extraparenchymalen Aktivität (EPA). Als Referenzmethode verwendeten sie die aufwendige C.A.B.B.S. - Methode ('computer assisted blood background subtraction'), die eine besondere Erwähnung verdient.
Die von Britton und Brown (7) entwickelte Methode besteht in der Vorinjektion von radioaktiv markiertem Humanalbumin (RIHSA = 'radio-iodinated human serum albumin'). Während 2 min werden mit 2 Detektoren über den beiden Nierenregionen und einem dritten Detektor, der über der Herzregion angeordnet ist, die Impulszahlen gemessen. Aus diesen Zahlen werden dann die Umrechnungsfaktoren zwischen den Impulszahlen der Herzsonde und den Nierensonden, die durch eine unterschiedliche Meßgeometrie bedingt sind, bestimmt. Danach wird ^{131}J-Hippuran injiziert. Die über der Herzregion gemessenen Impulsraten werden dann als Untergrund betrachtet. Mit Hilfe eines Rechners ('computer assited') werden dann die beiden gewonnen ING-Kurven mit der Herz-Untergrundkurve und den durch die RIHSA-Vorinjektion erhaltenen Korrekturfaktoren um den Blutuntergrund korrigiert.

Vor Britton und Brown hatten schon Hall und Monks (29) - allerdings ohne Rechnerauswertung - ein solches Verfahren beschrieben. Die Problematik dieses Verfahrens liegt vor allem in der Positionierung der dritten Sonde. So benützen andere Autoren ähnliche Verfahren, die sich in der Positionierung dieser Sonde unterscheiden (23,89,103). Hünermann (41) verwendet statt des einen zwei Detektoren, von denen der eine kranial, der andere kaudal angeordnet ist.
Nach RIHSA-Vorinjektion werden auch hier die Umrechnungsfaktoren bestimmt, die Untergrundkurve wird aber dann durch eine spezielle Wichtung der Sonden so bestimmt, daß nach Korrektur der ING-Kurven während der Anfangsphase zu jedem Zeitpunkt gleich bleibt (vgl. 23). Abgesehen vom höheren Rechenaufwand dieser Verfahren stellt die Injektion von RIHSA eine zusätzliche Belastung des Patienten dar. Wie mehrere Autoren in vergleichenden Untersuchungen gezeigt haben (34,40,85), ist die mit viel weniger Aufwand verbundene Methode nach OBERHAUSEN diesen aufwendigen Verfahren gleichwertig. Auch beinhaltet das RIHSA-Verfahren Fehlermöglichkeiten (34,75).
Die eigenen Untersuchungen am NUKLEOPAN M - Meßstand zeigen bei dem Vergleich der Seitentrennung nach OBERHAUSEN und TAPLIN keinen systematischen Unterschied, wie ihn Rohloff et al. (85) für die Camera beschrieben haben.

4.2.4 Einfluß der unterschiedlichen Nierentiefe

In keinem der bisher beschriebenen Verfahren kann der Einfluß der unterschiedlichen Nierentiefe auf die Seitentrennung korrigiert werden. Doepp et al. (17) beschrieben ein Verfahren, wobei die beiden Obertischsonden des NUKLEOPAN M wie die beiden Untertischsonden auf die Nierenregion eingestellt werden. Aus den vier gemessenen Impulsraten der Sonden bestimmten sie dann die relative Nierentiefe. Danach lag die rechte Niere im Durchschnitt 1,3 cm weiter ventral als die linke, was nach ihrer Berechnung einer Untergewichtung der rechten Niere um 23 % entsprach. Unberücksichtigt bleibt bei diesem Verfahren jedoch, daß sich der Leber-Untergrund vor allem auf die rechte ventrale Sonde auswirken wird und so eine scheinbar weiter ventral gelegene rechte Niere vortäuscht (vgl. 41,51).

Andere Autoren beschrieben keine Vorzugslage der rechten Niere. Erd et al. (21) bestimmten die Nierentiefe durch seitliche Aufnahme mit der Gamma-Camera, dabei schwankte die Differenz der Nierentiefe um einen Mittelwert von 1,7 cm, was nach ihren Angaben die Bestimmung der Seitentrennung mit 7 - 9 % beeinflußt. Tønnesen (100) fand bei seiner Untersuchung mittels Ultraschallmessung bei 61 % der Patienten eine Differenz bis zu 1 cm, was einem prozentualen Fehler von 3,1 % entsprach. Mostbeck (61) ermittelte bei 75 % der Untersuchten mit Hilfe der Gamma-Camera eine Differenz kleiner oder gleich 1,5 cm. Nach seiner Berechnung beträgt bei dieser Differenz der Unterschied der Impulszahlen 14 %.
Die Nierentiefe beinhaltet also eine nicht außer Acht zu lassende Fehlerquelle (vgl. auch 8).
So ist auch hier geplant, die Nierentiefe zukünftig mittels Ultraschallmessung zu bestimmen.

4.3. Bestimmung der venösen an Stelle der arteriellen Plasmakonzentration

Für die Clearance-Berechnung nach der Ganzkörpermethode ist an sich die Bestimmung der arteriellen Konzentration notwendig, da sie in Gl. 4 eingeht. Bei der Blutabnahme am Arm wird aber die venöse Konzentration der radioaktiven Substanz bestimmt.
Untersuchungen haben jedoch ergeben, daß die arterio-venöse Konzentrationsdifferenz zu den Blutabnahmezeiten (7 und 17 min) nur in der Größenordnung von 5 % liegt (42,53).

5. Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wird ein FORTRAN - Programm vorgestellt, das mit den vom NUKLEOPAN M - Meßstand erhaltenen Daten die glomeruläre Filtrationsrate (mit ^{99}Tc-DTPA), den seitengetrennten effektiven renalen Plasmafluß (mit ^{131}J-Hippuran) und die Parameter für die Beschreibung des ING (mit ^{131}J-Hippuran) nach Eingabe der Meßwerte vollautomatisch berechnet und einen Ausdruck der Ergebnisse in aufbereiteter Form erstellt.

Nach Herleitung der theoretischen Grundlagen des ING und der Ganzkörperclearance-Berechnung nach OBERHAUSEN einschließlich der verschiedenen Verfahren zur Bestimmung der seitengetrennten Clearance (OBERHAUSEN, TAPLIN) wird das FORTRAN - Programm ausführlich beschrieben.

Als Ergebnisse werden dokumentiert: die Normwerte bei diesem Verfahren, eine Vergleichsuntersuchung an 48 Patienten mit der Gamma-Camera zur Beurteilung der Sicherheit der Seitentrennung am NUKLEOPAN M, Vergleich der Seitentrennung nach den Verfahren OBERHAUSEN und TAPLIN und der Vergleich der 7/17'-Plasmaclearance mit der Ganzkörperclearance.

Die Problematik des Verfahrens und die Ergebnisse werden diskutiert.

6. Literaturverzeichnis

1. Assailly, J., D.G. Pavel, C. Bader, J. Chanard, T.W. Ryerson, J.-P. Cotard, J.-L. Funck-Brentano: Noninvasive Experimental Determination of the Individual Kidney Filtration Fraction by Means of a Dual-Tracer Technique, J. Nucl. Med., 18, 684-691 (1977).

2. Atkins, H.L., J.F. Klopper, W.C. Echelman, P. Richards: The Technetium-99m-DTPA Renal Study, Medical Radioisotope Scintigraphy Monte Carlo 1972, IAEA (International Atomic Energy Agency), Vol. 2, pp. 251-262, Vienna 1973.

3. Barbour, G. L., C.H. Crumb, C.M. Boyd, R.D. Reeves, S.P. Rastogi, R.M. Patterson: Comparison of Inulin, Jothalamate, and ^{99m}Tc-DTPA for measurement of glomerular filtration rate, J. Nucl. Med., 17, 317-320 (1976).

4. Bellina, V., V. Barbina: A Computer Program for Automatic Recording and Processing of Renograms, Computer Programs in Biomedicine, 4, 121-136 (1975).

5. Blaufox, M.D.: Compartment Analysis of the Radiorenogram and Kinetics of ^{131}J Hippuran, in: M.D. Blaufox (ed.), Progress in Nuclear Medicine, Vol. 2, pp. 107-146, S. Karger Basel 1972.

6. Blaufox, M.D., A.L. Orvis, C.A. Owen: Compartment analysis of the radiorenogram and distribution of Hippuran J^{131} in dogs, Amer. J. Physiol., 204, 1059-1064 (1963).

7. Britton, K.E., N.J.G. Brown: The clinical use of C.A.B.E.R. renography (Investigations of the "non-functioning kidney" and renal artery stenosis by the use of ^{131}J Hippuran renography modified by computer assisted blood background subtraction), B. J. Radiol., 41, 570-579 (1968).

8. Britton, K.E., J.J.G. Brown: Clinical Renography, Lloyd-Luke London 1971.

9. Britton, K.E., J.R. Corfield, M.M. Bluhm: The Measurement of Individual Renal Function, in: K. zum Winkel, M.D. Blaufox, J.-L. Funck-Brentano (eds.), Radionuclides in Nephrology, Proceedings of the IIIrd International Symposium Berlin 1974, pp. 68-71, Thieme Stuttgart 1975.

10. Burbank, M.K., W.N. Tauxe, F.T. Maher, J.C. Hunt: Radiohippuran in the Determination of Effective Renal Plasma Flow, J. Nucl. Med., 2, 118 (1961).

11. Chervu, L.R., H.B. Lee, Q. Goyal, M.D. Blaufox: Use of ^{99m}Tc-Cu-DTPA Complex as a Renal Function Agent, J. Nucl. Med., 18, 62-66 (1977).

12. DeGrazia, J.A., P.O. Scheibe, P.E. Jackson, Z.J. Lucas, W.R. Fair, J.M. Vogel, L.J. Blumin: Clinical applications of a kinetic model of hippurate distribution and renal clearance, J. Nucl. Med., 15, 102-114 (1974).

13. Diffey, B.L., J.R. Corfield: Data-bounding technique in discrete deconvolution, Med. Biol. Engng., 14, 478 (1976).

14. Diffey, B.L., F.M. Hall, J.R. Corfield: The ^{99m}Tc-DTPA dynamic renal scan with deconovlution analysis, J. Nucl. Med., 17, 352-355 (1976).

15. Digital Equipment Corporation, PDP-11 FORTRAN Language Reference Manual.

16. Digital Equipment Corporation, RT-11 FORTRAN Compiler and Object Time System User's Manual.

17. Doepp, M., T.P.N. Tran, G.-L. Fängewisch, S.F. Grebe, H. Pfeiff: Zur Korrektur der seitengetrennten Nierenclearance entsprechend variabler Organtiefen, NUC-COMPACT, 6, 20-24 (1976).

18. Doppelfeld, E., K. Wesener, C. Winkler: Eine einfache Methode der EPA-Korrektur bei der katheterlosen seitengetrennten ^{131}J-Hippuran-Clearance, NUC-COMPACT, 7, 162-164 (1977).

19. Dost, F.H.: Grundlagen der Pharmakokinetik, 2. Aufl., Thieme Stuttgart 1968.

20. Emrani, I., E. Oberhausen: Bestimmung der getrenntseitigen Nierenclearance durch äußere Gammastrahlenmessung, in: W. Horst, H.W. Pabst (Hrsg.), Nuklearmedizin, 7. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1969, S. 266-269, Schattauer Stuttgart 1971.

21. Erd, W., E. Havlik, L. Salambaschek, R. Höfer: Die Bedeutung der Organtiefe für seitengetrennte quantitative Nierenuntersuchungen, in: R. Höfer (Hrsg.), Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung, Band 11, Bad Gastein 1974, S. 196-202, Urban und Schwarzenberg München 1975.

22. Esther, G., W.-D. Schwartz, S. Adomßent, K. Fink: Computerauswertung von Isotopennephrogrammen, Radiobiol.-Radiother., 16, 65-83 (1975).

23. Farmelant, M.H., S.E. Sachs, S.A. Burrows: The Influence of Tissue Background Radioactivity on the Apparent Renal Accumulation of Radioactive Compunds, J. Nucl. Med., 11, 112-117 (1970).

24. Feine, U., K. Bauer: Zur Technik, Deutung und Indikation des Radioisotopennephrogrammes mit Jod-131-markierten Urografin, Fortschr. Röntgenstr., 94, 623-633 (1961).

25. Feine, U., K. Bauer: Experimentelle und klinische Untersuchungen zur Bedeutung der Initialphase im Isotopen-Nephrogramm, Fortschr. Röntgenstr., Beiheft 1964 zum Röntgenkongreß 1963, S. 289-293.

25a. Feine, U., K. zum Winkel: Nuklearmedizin - Szintigraphische Diagnostik, Thieme Stuttgart 1980.

26. Fischer, W., H. Rösler, W. Müller-Duysing: Die quantitative Analyse der Radionephrographiekurve auf der Basis der ^{131}J-o-J-Hippursäure-Totalclearancebestimmung, in: R. Hoffmann, R. Höfer (Hrsg.), Radionuklide in Kreislaufforschung und Kreislaufdiagnostik, 5. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin, Wien 1967, S. 349-353, Schattauer Stuttgart 1968.

27. Fleming, J.S., B.A. Goddard: A Technique for the Deconvolution of the Renogram, Phys. Med. Biol., 19, 546-549 (1974).

28. Gabriel, R., H. Drobny, H.-L. Mölling, W. Petters: Erfahrungen mit der Ganzkörperclearance, Radiobiol.-Radiother., 15, 619-625 (1974).

29. Hall, F.M., G.W. Monks: The Renogram. A Method of Separating Vascular and Renal Compnents, Invest. Radiol., 1, 220-224 (1966).

30. Hast, J., R. Kohlo.., H.G. Heinze: Computer-Auswerte-Programme für die quantitative Kamera-Funktions-Szintigraphie der Nieren, NUC-COMPACT, 5, 138-144 (1974).

31. Hauser, W., H.L. Atkins, K.G. Nelson, P. Richards: Technetium-99m DTPA: A new Radiopharmaceutical for Brain and Kidney Scanning, Radiology, 94, 679-684 (1970).

32. Heidenreich, P., G. Hör: Zur Leistungsfähigkeit nuklearmedizinischer Nieren-Clearance-Verfahren, Fortschr. med., 94, 1705-1712 (1976).

33. Heidenreich, P., H. Briegel, G. Hör: ^{99m}Tc-DTPA (Sn): Biologische und klinische Untersuchungen, in: R. Höfer (Hrsg.), Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung, Band 11, Gasteiner Internationales Symposium 1974, S. 174-185, Urban und Schwarzenberg München 1975.

34. Heidenreich, P., M. Oberdorfer, G. Hör: Zum Problem der Subtraktion von extraparenchymaler Aktivität bei der katheterlosen, seitengetrennten Nierenclearance-Bestimmung am teilabgeschirmten Ganzkörperzähler, NUC-COMPACT, 7, 6-8 (1976).

35. Heidenreich, P., M. Oberdorfer, G. Hör, U. Kretschko, H.W. Pabst: Die simultane Bestimmung der glomerulären und tubulären Nierenpartialfunktion mit ^{99m}Tc-DTPA und ^{131}J-Hippuran am teilabgeschirmten Ganzkörperzähler, Nucl. Med., 16, 119-127 (1977).

36. Heidenreich, P., S. Egger, G. Hör, K. Kempken, M. Oberdorfer, H. Huber: Klinische Anwendung Nuklearmedizinischer Nierenclearance-Meßtechnik: Bestimmung der tubulären, glomerulären und seitengetrennten Nierenclearance im Verlauf von Nierenoperationen, in: R. Höfer (Hrsg.), Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung, Band 12, Gasteiner Internationales Symposium 1976, S. 265-274, Egermann Wien 1976.

37. Hilson, A.J.W., R.D. Mistry, M.N. Maisey: ^{99m}Tc-DTPA for the measurement of glomerular filtration rate, Br. J. Radiol., 49, 794-796 (1976).

38. Hör, G.: Advantages and limitations of radioisotope clearance methodes from a clinician's point of view, J. Nucl. Biol. Med., 16, 167-176 (1972).

38a. Hör, G., H.W. Pabst: Funktionsdiagnostik in Urologie und Nephrologie, in: D. Emrich (Hrsg.), Nuklearmedizin - Funktionsdiagnostik, 2. Auflage, S. 332-403, Thieme Stuttgart 1979.

39. Hör, G., H.W. Pabst, H. Steinhoff, U. Haubold, H.G. Heinze: Untersuchungen zur Clearance von ^{131}Jod-Hippuran, ^{203}Hg-Salyrgan, ^{51}Cr-EDTA und ^{51}Cr-Inulin, in: G. Hoffmann, R. Höfer (Hrsg.), Radionuklide in Kreislaufforschung und Kreislaufdiagnostik, 5. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin, Wien 1967, S. 327-334, Schattauer Stuttgart 1968.

39a. Hör, G., P. Heidenreich, J. Kretschko, A. Schwarzendörfer, K. Kempken, H. Göger, H.W. Pabst, H. Kriegel: Simoultaneous application of radiopharmaceuticals to determine glomerular and tubular function using different clearance technique, including divided renal clearance, in: K. zum Winkel, M.D. Blaufox, J.L. Funck-Brentano (eds.), Radionuclides in Nephrology, pp. 294-298, Thieme Stuttgart 1975.

40. Hünermann, B., L. Weissbach, C. Winkler: Significance of EPA-Correction in Individual Renal Radiohippurate Clearance Determination, in: K. zum Winkel, M.D. Blaufox, J.-L. Funck-Brentano (eds.), Radionuclides in Nephrology, Proceedings of the IIIrd International Symposium, Berlin 1974, pp. 298-302, Thieme Stuttgart 1975.

41. Hünermann, B., R. Knorr, K. Wesener, J.P. Albert, C. Winkler: Zur nuklearmedizinischen Technik der seitengetrennten Nieren-Clearance. Einfluß der extraparenchymalen Aktivität und deren praktische Bedeutung, in: H.W. Pabst, K. Oefff (Hrsg.), Nuklearmedizin und Kinetik, 10. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1972, S. 270-275, Berlin 1975.

42. Jacob-Rothmund, U.: Über das Verhalten von Jod^{131}Hippuran im menschlichen Körper nach einmaliger intravenöser Injektion, Diss., Würzburg 1968.

43. Kempi, V., R.B.K. Persson: ^{99m}Tc-DTPA(Sn) Dry-Kit Preparation. Quality Control and Clearance Studies, Nucl. Med., 13, 389-399 (1974).

44. Kenny, R.W., D.M. Ackery, J.S. Fleming, B.A. Goddard, R.W. Grant: Deconvolution analysis of the scintillation camera renotramm, Br. J. Radiol., 48, 481-486 (1975).

45. Kirsch, W.: Entwicklung und Methodik der getrenntseitigen Nierenclearance mit ^{131}J-Ortho-Jod-Hippursäure im Ganzkörperzähler und ihre Anwendung in der Pädiatrie, Ann. univ. Sarav. (med.), 22, 101-171 (1975).

46. Kirsch, W., P. May, E. Oberhausen: Bestimmung des effektiven Plasmastromes der Einzelnieren mit ^{131}J-Hippuran, Urologe, 9, 135-139 (1970).

47. Kletter, K., H. Kopsa, P. Schmidt, H. Frischauf: Untersuchungen zur Verteilungskinetik von o-^{131}J-Hippursäure, in: R. Höfer (Hrsg.), Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung, Band 12, Gasteiner Internationales Symposium 1976, S. 277-286, Egermann Wien 1976.

48. Klopper, J.F., W. Hauser, H.L. Atkins, W.C. Eckelmann, P. Richards: Evaluation of ^{99m}Tc-DTPA for the measurement of glomerular filtration rate, J. Nucl. Med., 13, 107-110 (1972).

49. Knudsen, E., K.S. Højberg: Simulation of the Radiohippuran Renogram Test on an Analogue Computer, Int. J. Appl. Radiat., 18, 639-646 (1967).

50. Krumpoch, B.: Simultane vergleichende Bestimmung der renalen Clearance von Inulin und ^{51}Cr-EDTA, Diss., München 1971.

51. Krönert, E., F. Wolf: Doppelnuklid-Kamera-Untersuchungen zur gleichzeitigen und seitengetrennten Erfassung von Nierenfunktion und -durchblutung, in: H.W. Pabst, G. Hör, H.A.E. Schmidt (Hrsg.), Nuklearmedizin, 12. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1974, S. 756-761, Schattauer Stuttgart 1975.

52. Krönert, E., F. Kräutle, F. Wolf: Ergebnisse einer kombinierten Untersuchungstechnik zur Erfassung von seitendifferenter "Durchblutung", Funktion sowie Morphologie der Nieren, in: H.A.E. Schmidt (Hrsg.), Nuklearmedizin, 13. Int. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1975, S. 371-374, Schattauer Stuttgart 1977.

53. Kuni, H., K. Naber, W. Bongartz, E.H. Graul: Zwei systematische Fehler der "Ganzkörper"-Clearance bei abfallendem Blutspiegel und ihre gegenseitige Beeinflussung, in: H.W. Pabst, K. Oeff (Hrsg.), Nuklearmedizin, 10. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1975, S. 375-378, Schattauer Stuttgart 1977.

54. Mariss, P., V. Klement: Erfahrungen mit dem Einsatz eines Rechnerprogrammes zur routinemäßigen Auswertung in der Nierenclearance, in: H.A.E. Schmidt (Hrsg.), Nuklearmedizin, 13. Int. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1975, S. 375-378, Schattauer Stuttgart 1977.

55. May, P., E. Oberhausen, W. Kirsch: Die seitengetrennte Bestimmung des effektiven Nierenplasmastroms mit Radioisotopen, Dtsch. med. Wschr., 96, 152-155 (1971).

56. Meldolesi, U., G. Roncari, L. Conte, L. Mombelli: The Renal Plasma Flow and Glomerular Filtration Rate as Estimated through Double Radiocompound Renography, Nucl. Med., 13, 279-287 (1975).

57. Meldolesi, U., G. Roncari, M.A. Fidanza, L. Conte: First attempts of clinical application of a method for the quantitative interpretation of renogram with radiohippuran, J. Nucl. Biol. Med., 13, 94-102 (1969).

58. Mertz, D.P.: Quantitative Nierenfunktionsproben, in: H. Sarre (Hrsg.), Nierenkrankheiten, 4. Aufl., S. 115-139, Thieme Stuttgart 1976.

59. Möller, E., J.F. McIntosh, D.D. van Slyke: Studies of urea excreation, J. Clin. Invest., 6, 427-504 (1928).

60. Morgan, W.D., J.L. Birks, A. Sivyer, R.R. Ghose: An Efficient Technique for the Simultaneous Estimation of GFR and ERPF, Involving a Single Injection and Two Blood Samples, Int. J. Nucl. Med. Biol., 4, 79-83 (1977).

61. Mostbeck, A.: Quantitative Funktionsprüfung der Nieren auf Basis der Tiefenkorrektur und der frühen Hippuranakkumulation, in: H.A.E. Schmidt (Hrsg.), Nuklearmedizin, 13. Int. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1975, S. 345-349, Schattauer Stuttgart 1977.

62. Motzkus, F., D. Bachmann: Entstehung und Deutung des Radio-Renogramms, Nucl. Med., 7, 46-58 (1968).

63. Nielsen, S.P., M.L. Miller, J. Trap-Jensen: ^{99}Tc-DTPA Scintillation-Camera Renography: A New Method for Estimation of Single-Kidney Function, J. Nucl. Med., 18, 112-117 (1977).

64. Nowotny, R., H. Frischauf: Untersuchungen zur Verteilung der renalen Transitzeit, in: R. Höfer (Hrsg.), Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung, Band 11, Gasteiner Internationales Symposium 1974, S. 203-210, Urban und Schwarzenberg München 1975.

64a. Oberdorfer, M., P. Heidenreich, J. Kretschko, G. Hör: Ein neues Auswerteverfahren zur Bestimmung der seitengetrennten Nierenclearance an der Gamma-Camera einschließlich Fehlerbetrachtung, in: H.A.E. Schmidt, M. Woldring (Hrsg.), Nuklearmedizin, 15. Jahrestagung der Ges. f. Nuclearmedizin 1977, S. 116-120, Schattauer Stuttgart 1978.

65. Oberdorfer, M., P. Heidenreich, J. Kretschko, G. Hör, A. Böhme: Getrenntseitige Bestimmung der Nierenclearance am teilabgeschirmten Ganzkörperzähler unter Verwendung von Doppelisotopentechnik und EDV, in: H.W. Pabst, G. Hör, H.A.E. Schmidt (Hrsg.), Nuklearmedizin, 12. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1974, S. 750-755, Schattauer Stuttgart 1975.

66. Oberhausen, E.: Messung der getrenntseitigen Nierenclearance und der intrarenalen Transportzeit, NUC-COMPACT, 2, 51-52 (1971).

67. Oberhausen, E.: Nuklearmedizinische Messung der seitengetrennten Nierenclearance, Röntgenpraxis, 27, 11-16 (1974).

68. Oberhausen, E.: Clearance-Methoden mit radioaktiven Isotopen, in: H.W. Pabst, K. Oeff (Hrsg.), Nuklearmedizin, 10. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1972, S. 205-218, Berlin 1975.

69. Oberhausen, E., A. Romahn: Bestimmung der Nierenclearance durch externe Gammastrahlenmessung, in: R. Hoffmann, R. Höfer (Hrsg.), Radionuklide in Kreislaufforschung und Kreislaufdiagnostik, 5. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin, Wien 1967, S. 323-326, Schattauer Stuttgart 1968.

70. Oberhausen, E., R. Berberich, W. Heinrich: Nuklearmedizinische Bestimmung der Nierenclearance, Elektromedica, 2, 42-44 (1972).

70a. Pabst, H.W., G. Hür: Nephrologie und Urologie, in: H. Hundeshagen (Hrsg.), Handbuch der Medizinischen Radiologie, Band 15, Teil 2 Nuklearmedizin, S. 509-698, Springer Heidelberg 1978.

71. Pircher, F.J., E.A. Carr, M.E. Patno: Evaluation of Quantitative Aspects of the Radioisotope Renogram, J. Nucl. Med., 4, 117-131 (1963).

72. Pixberg, H.U.: Die renale Ganzkörperclearance, in: W. Horst (Hrsg.), Aktuelle Nuklearmedizin, S. 195-206, Springer Berlin 1971.

73. Pixberg, H.U., G. Just: Die Bestimmung des effektiven Nierenplasmastroms mit der ^{131}J-Hippursäure-Clearance, Dtsch. med. Wschr., 96, 156-161 (1971).

74. Pixberg, H.U., J. Bahlmann, R. Kluge: Katheterlose Bestimmung der seitengetrennten Nierendurchblutung, Med. Klin., 66, 1015-1020 (1971).

75. Pixberg, H.U., W. Henne, P. Pfannenstiel: A Simple Method for the Determination of Unilateral Effective Renal Plasma Flow, in: K. zum Winkel, M.D. Blaufox, J.-L. Funck-Brentano (eds.), Radionuclides in Nephrology, Proceedings of the IIIrd International Symposium, Berlin 1974, pp. 315-320, Thieme Stuttgart 1975.

76. Pixberg, H.U., P. Hilger, F. Zielske, J. Bahlmann, H.J. Gollnich: Vergleichende Untersuchungen über die Bestimmung des effektiven Nierenplasmastroms mit PAH und o-^{131}J-Hippursäure, Dtsch. med. Wschr., 96, 117-120 (1971).

77. Präg, R., F. Wolf, E. Krönert: Modell und quantitative Auswertung der ^{131}J-Hippuran-Ausscheidung durch die Nieren, in: G. Hoffmann, R. Höfer (Hrsg.), Radionuklide in Kreislaufforschung und Kreislaufdiagnostik, 5. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin, Wien 1967, S. 355-359, Schattauer Stuttgart 1968.

78. Razzak, M.A., R.E. Botti, W.J. Macintyre: Analysis of radiohippuran renogram by subtraction of extrarenal radioaktivity, J. Urol., 115, 494-496 (1976).

79. Reeve, J., J.C.W. Crawley: Quantitative Radioisotope Renography: The Derivation of Physiological Data by Deconvolution Analysis Using a Single-Injection Technique, Clinical Science and Molecular Medicine, 47, 317-330 (1974).

80. Reeve, J., J.C.W. Crawley, S.M. Hamilton, A.D. Goldberg: Deconvolution Analysis of the Standard Renogram and its Clinical Application, in: K. zum Winkel, M.D. Blaufox, j.-L. Funck-Brentano (eds.), Radionuclides in Nephrology, Proceedings of the IIIrd International Symposium, Berlin 1974, pp. 321-325, Thieme Stuttgart 1975.

81. Rödbro, P., Drüchner-Mortensen: Systematic Difference of Extrarenal Background in Left and Right Kidney Regions at Renography, Scand. J. clin. Lab. Invest., 36, 189-192 (1976).

82. Rösler, R.: Die Bestimmung der ^{131}Jod-ortho-Jodhippursäure-Totalclearance als Grundlage einer quantitativen Radiorenographie, Dtsch. med. Wschr., 92, 881-887 (1967).

83. Rohloff, R., B. Hast, B. Leisner, H.G. Heinze: Bestimmung der ^{131}J-Hippuran-Clearance im Rahmen der Kamerafunktionsszintigraphie der Nieren nach vereinfachten Modifikationen der Methode von Oberhausen, Nucl. Med., 13, 303-320 (1975).

84. Rohloff, R., B. Hast, B. Leisner, H.G. Heinze: Vergleich verschiedener Methoden zur Bestimmung der seitengetrennten ^{131}J-Hippuran Clearance mit der Kamerafunktionsszintigraphie, in: H.A.E. Schmidt (Hrsg.), Nuklearmedizin, 13. Int. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1975, S. 366-370, Schattauer Stuttgart 1977.

85. Rohloff, R., B. Hast, B. Leisner, H.G. Heinze: Untergrundkorrektur bei der ^{131}J-Hippuran-Kamera-Funktionsszintigraphie zur seitengetrennten Funktionsbeurteilung der Nieren, Nucl. Med., 16, 199-206 (1977).

86. Sachs, L.: Angewandte Statistik, Springer Berlin 1974.

87. Sapirstein, L.A.: Regional Blood Flow by Fraction Distribution of Indicators, Amer. J. Physiol., 193, 161-168 (1958).

88. Sapirstein, L.A., D.G. Vidt, M.J. Mandel, G. Hanusek: Volumes of Distribution and Clearances of Intravenously Injected Creatinine in the Dog, J. Amer. Physiol., 181, 330-336 (1955).

89. Secker-Walker, R.H., E.P. Shepherd, K.J. Cassell: Clinical applications of computer-assisted renography, J. Nucl. Med., 13, 235-248 (1972).

90. Schenck, P., D. Lange, S. Müller, C. Claussen: Streubreite der Hippuran-Nieren-Clearance mit der Anger-Kamera (Oberhausen-Methode) und Korrelation zur Steady-State-Clearance, NUC-COMPACT, 6, 105-109 (1975).

91. Shames, D., M. Korobkin, S. Swann: Validation of a simple technique of measuring relative renal blood flow, J. Nucl. Med., 17, 538 (1976).

92. Sieberth, H.G., D.P. Metz: Zur quantitativen Auswertung des Isotopennephrogrammes, Z. ges. exp. Med., 139, 330-343 (1965).

93. Silkalns, G.I., D. Jeck, J. Eaton, C.M. Edelmann, L.R. Caruso, M.D. Blaufox, A. Spitzer: Simultaneous measurement of glomerular filtration rate and renal plasma flow using plasma disappearance curves, J. Pediatr., 83, 749-757 (1973).

94. Sveinsdottier, E.: Clearance Curves of Kr^{85} or Xe^{133}, Considered as a Sum of Mono-Exponential Outwash Functions, Acta Neurol. Scand., 69, suppl. 14, 67-71 (1965).

95. Tan, A.H., G. Secker: Prüfung der verschiedenen Verfahren zur Einstellung der Szintillationssonden für die Isotopennephrographie, in: G. Hoffmann, R. Höfer (Hrsg.), Radionuklide in Kreislaufforschung und Kreislaufdiagnostik, 5. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin, Wien 1967, S. 403-410, Schattauer Stuttgart 1968.

96. Taplin, G.V.: Studying Organ Circulation, Function and Structure with Radioisotopes, Nucleonics, 22, 58-60 (1964).

97. Taplin, G.V., E.K. Dore, D.E. Johnson: The Quantitative Radiorenogram for Total and Differential Renal Blood Flow Measurements, J. Nucl. Med., 4, 404-409 (1963).

98. Taplin, G.V., O.M. Meredith, H. Kade, C.C. Winter: The Radioisotope Renogram. An External Test for Individual Kidney Function and Upper Urinary Tract Patency, J. Lab. clin. Med., 48, 886-901 (1956).

99. Tauxe, W.N., F.T. Maher, W.F. Taylor: Effective renal plasma flow: Estimation from theoretical volumes of distribution of intravenously injected 131I Orthohippurate, Mayo Clin. Proc., 46, 524-531 (1971).

100. Tønnesen, K.H., O. Munck, T. Hald, P. Mogensen, H. Wolf: Influence on the Radiorenogram of Variation in Skin to Kidney Distance and the Clinical Importance Hereof, in: K. zum Winkel, M.D. Blaufox, J.-L. Funck-Brentano (eds.), Radionuclides in Nephrology, Proceedings of the IIIrd International Symposium, Berlin 1974, pp. 79-86, Thieme Stuttgart 1975.

101. Valois, H.C. de, J. Smith, J.P.C. Peperkamp: Computer Program for the determination of cerebral blood flow using the Kr-85 or Xe-133 intra-arterial injection method, Int. J. of biomedical computing, 1, 49-60 (1970).

102. Van Steckelenburg, L.H.M., J.H.J. Truijens, G.H. van Vals, A. Kooman: A Quantitative Theory of Radioisotope Renography with Hippuran-^{131}J, Phys. Med. Biol., 11, 451-460 (1966).

103. Weidmann, P., R. Knopp, P. Schulte, C. Winkler, C. Werning, W. Siegenthaler: Radionephrographie mit Subtraktion der extraparenchymalen Aktivität, Fortschr. Röntgenstr., 116, 77-86 (1972).

104. Winkler, C.G., R. Knopp, B. Hünermann: Automatische Aufnahme, Auswertung und Befundausgabe von Isotopennephrogrammen mit Hilfe eines Computersystems, in: W. Horst, H.W. Pabst (Hrsg.), Nuklearmedizin, 7. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1969, S. 300-305, Schattauer Stuttgart 1971.

105. Wolf, R.: Grundsätzliche Betrachtungen zur Bestimmung von Organdurchblutungen mit Hilfe von Clearance-Methoden, in: G. Hoffmann, R. Höfer (Hrsg.), Radionuklide in Kreislaufforschung und Kreislaufdiagnostik, 5. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin, Wien 1967, S. 215-223, Schattauer Stuttgart 1968.

106. Wolf, J.H., G. Buttermann, G. Hör, H. Kriessmann: Berechnung von seitengetrennter tubulärer Clearance und Exkretion aus dem Kamera-Sequenzszintigramm mittels Kompartmentanalyse, in: H.A.E. Schmidt (Hrsg.): Nuklearmedizin, 13. Int. Jahrestagung d. Ges. f. Nuclearmedizin 1975, S. 353-356, Schattauer Stuttgart 1977.

7. Anhang

7.1 Berechnete Werte

7.1.1 Daten für Normwerte

Pat.-Nr.	Tc-DTPA-Clearance (ml/min)		Jod-Hippuran-Clearance (ml/min)	
	Plasma	Ganzkörper	Plasma	Ganzkörper
233/77	225	126	804	449
267/77	221	144	840	575
305/77	209	152	838	535
321/77	202	123	690	469
354/77	204	108	610	410
453/77	478	202	1378	724
551/77	293	149	704	449
584/77	174	82	510	323
68/78	115	171	696	406
94/78	99	143	700	467
114/78	173	131	670	460
118/78	194	141	782	510
128/78	268	156	835	537
156/78	165	100	675	488

Pat.-Nr.	T_{max} (min)		Imp_{max} (Imp/10 sec)		Imp_{Anst} (Imp/min^2)	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts
233/77	3,3	2,5	931	885	1010	883
267/77	2,8	3,2	1699	2068	2572	2319
305/77	2,5	2,8	1166	1405	1658	2027
321/77	2,2	2,2	1710	1774	2618	3142
354/77	3,3	2,0	1355	839	1475	894
453/77	3,2	2,5	788	950	1019	1251
551/77	2,8	2,8	1628	1888	1139	1523
584/77	2,3	2,5	1176	1416	1682	2199
68/78	4,3	4,3	1494	1561	1011	1525
94/78	2,5	3,5	1753	2064	1537	2002
114/78	2,3	3,2	1280	1476	1170	1112
118/78	4,7	4,5	1288	1133	1400	809
128/78	4,7	5,0	1441	1491	1081	1224
156/78	2,0	2,3	920	969	1373	1229

7.1.1 Daten für Normwerte (Fortsetzung)

Pat.-Nr.	$T_{70\%}$ (min)		$T_{50\%}$ (min)		Imp(Endpunkt)/ Imp(max)		Abflußmenge (nach 15 min)	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
233/77	4	6	11	9	0.40	0.22	80	98
267/77	4	6	6	7	0.17	0.16	95	89
305/77	5	5	8	7	0.18	0.18	91	87
321/77	3	4	4	5	0.11	0.15	100	97
354/77	6	5	10	7	0.22	0.24	98	100
453/77	5	3	7	5	0.23	0.18	93	95
551/77	5	5	9	8	0.28	0.18	98	100
584/77	4	4	8	8	0.25	0.24	97	98
68/78	8	6	14	10	0.33	0.29	79	82
94/78	5	7	6	10	0.16	0.16	100	99
114/78	4	5	7	7	0.18	0.22	100	100
118/78	8	7	11	9	0.27	0.22	88	92
128/78	8	9	11	15	0.28	0.32	84	70
156/78	4	5	7	6	0.21	0.22	92	92

7.1.2 Daten für Vergleich der Seitentrennung

Pat.-Nr.	Prozentanteil der linken Niere			
	Flächen-methode	Steigungs-methode	Faktoren	Camera
211/77	42.0	45.9	41.2	52.0
213/77	97.0	89.3	92.3	90.5
215/77	33.4	32.4	31.9	47.5
217/77	47.3	52.9	47.5	45.5
219/77	49.9	54.6	49.8	61.0
221/77	32.0	30.8	31.3	43.5
223/77	100.0	100.0	100.0	86.5
227/77	45.6	51.1	45.3	45.0
231/77	52.8	55.4	52.7	51.0
233/77	51.3	53.4	51.2	44.0
235/77	53.3	54.0	53.0	35.5
237/77	44.2	44.1	43.8	41.5
239/77	50.1	51.0	50.0	40.5
243/77	32.5	25.2	31.3	64.0
249/77	45.1	48.2	44.7	45.5
251/77	42.0	39.7	45.3	44.0
253/77	50.1	58.8	50.2	49.5
255/77	56.8	71.8	56.7	46.0
257/77	46.9	44.0	46.6	48.5
261/77	49.3	50.4	50.0	40.5
263/77	46.7	46.8	46.1	46.0
265/77	48.5	49.4	48.3	43.5
267/77	50.7	52.6	51.1	49.0
273/77	0.0	0.0	0.0	49.5
275/77	30.2	28.3	30.3	22.5
277/77	28.6	27.7	32.2	48.5
279/77	85.9	100.0	88.9	100.0
281/77	14.5	6.2	21.6	20.5
283/77	53.9	53.5	53.9	56.0
285/77	19.2	18.0	19.3	21.5
287/77	0.0	40.7	34.0	45.0
291/77	22.5	17.8	22.4	23.5
295/77	0.0	0.0	0.0	0.0
298/77	81.8	87.8	80.3	64.0
303/77	64.2	60.9	44.6	51.5
305/77	45.2	45.0	45.2	43.0
307/77	100.0	100.0	100.0	98.5
309/77	41.2	41.0	40.5	43.5
311/77	100.0	100.0	100.0	99.5
319/77	59.3	63.5	58.8	64.5
321/77	45.7	45.5	44.7	53.5
325/77	36.8	33.6	36.2	45.5
327/77	38.2	35.4	38.0	44.5
329/77	100.0	100.0	100.0	100.0
428/77	55.9	57.0	55.2	53.5
567/77	99.7	100.0	99.0	97.0
569/77	44.9	44.7	44.7	43.5
571/77	50.0	53.2	49.8	49.5

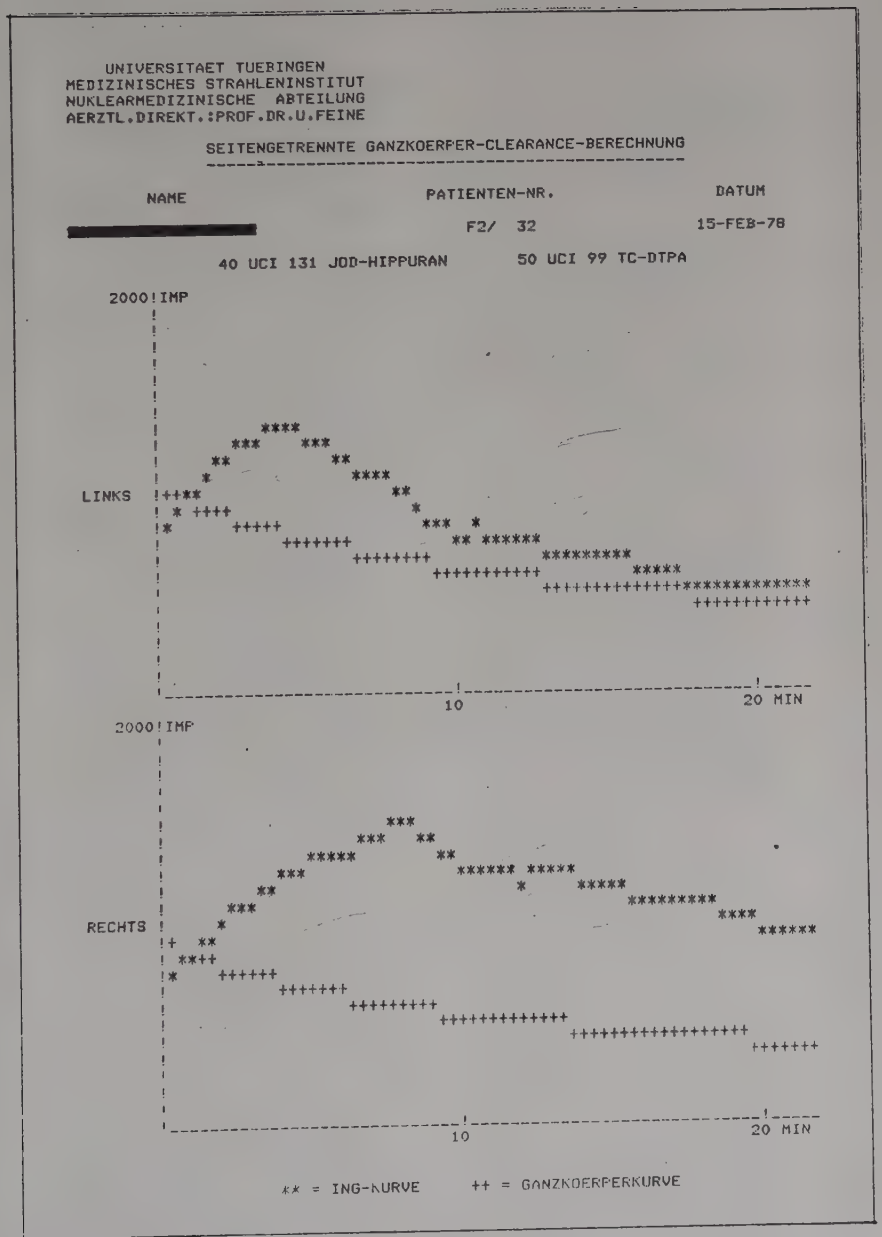
7.1.3 Daten für Vergleich Ganzkörperclearance-Plasmaclearance

Pat.-Nr.	Tc-DTPA-Clearance (ml/min)		Jod-Hippuran-Clearance (ml/min)	
	Plasma	Ganzkörper	Plasma	Ganzkörper
209/77	12	79	615	360
213/77	209	60	576	408
217/77	138	65	466	267
219/77	184	73	570	407
227/77	257	106	1288	622
233/77	225	126	804	469
237/77	196	65	411	222
243/77	390	64	973	658
253/77	144	92	477	327
255/77	63	105	385	239
257/77	209	180	816	497
267/77	221	144	840	575
283/77	164	53	369	203
289/77	231	88	705	429
291/77	187	122	474	286
295/77	222	105	599	407
301/77	236	81	670	435
305/77	209	152	838	535
307/77	125	152	835	465
309/77	237	106	613	375
317/77	198	135	549	336
321/77	202	123	690	469
323/77	152	88	459	268
325/77	207	167	656	422
329/77	201	19	287	113
335/77	129	89	314	162
337/77	184	69	425	263
339/77	188	89	418	219
343/77	384	217	948	597
350/77	382	125	873	417
361/77	250	161	839	529
363/77	229	63	599	391
365/77	235	140	545	292
373/77	142	34	179	76
379/77	74	70	548	397
384/77	215	100	317	61
390/77	364	142	366	222
449/77	115	111	317	324
453/77	476	202	1378	724
457/77	184	143	564	226
461/77	276	110	729	465
481/77	248	173	691	411
483/77	247	140	742	480

7.1.3 Daten für Vergleich Ganzkörperclearance-Plasmaclearance (Forts.)

Pat.-Nr.	Tc-DTPA-Clearance (ml/min)		Jod-Hippuran-Clearance (ml/min)	
	Plasma	Ganzkörper	Plasma	Ganzkörper
491/77	173	118	587	213
521/77	193	95	557	356
547/77	260	181	724	510
553/77	253	147	805	569
557/77	244	101	760	465
561/77	122	137	935	605
565/77	95	111	192	123
571/77	259	119	561	333
573/77	230	95	491	258
578/77	193	115	659	397
584/77	174	82	510	323
588/77	254	148	898	566
16/78	263	175	618	349
20/78	163	114	297	190
22/78	242	93	537	322
28/78	208	108	657	398
32/78	167	114	492	358
36/78	232	82	408	199
40/78	176	113	500	321
42/78	162	91	679	448
44/78	204	113	594	383
46/78	183	128	498	309
48/78	202	107	718	475
50/78	101	138	572	328
60/78	119	63	538	345
66/78	163	74	309	165
68/78	115	171	696	406
70/78	216	124	738	408
72/78	172	100	540	342
80/78	218	146	785	560
92/78	119	87	393	263
96/78	170	126	579	362
102/78	195	97	672	402
104/78	216	142	941	610
106/78	270	85	419	161
108/78	134	142	643	413
110/78	237	143	694	413
112/78	191	117	509	340
114/78	173	131	670	460
118/78	194	141	782	510
128/78	268	156	835	537
132/78	222	136	705	421
150/78	139	103	470	299

7.2 Beispiel eines Befundausdruckes



7.2 Beispiel eines Befundausdruckes (Fortsetzung)

```
        NAME                          PATIENTEN-NR.
                                         F2/  32
                                                                    NORMWERT
TC-DTPA-CLEARANCE:
------------------

    EINZELWERTE : 111.6  ,   130.8  ML/MIN
    MITTELWERT  : 121.2  ML/MIN =  114.4  ML/MIN (1.73 QM KOF)    110 - 170
                                   ==============

JOD-HIPPURAN-CLEARANCE:
-----------------------
    EINZELWERTE : 419.2  ,   340.9  ML/MIN
    MITTELWERT  : 380.1  ML/MIN =  358.7  ML/MIN (1.73 QM KOF)    400 - 580
                                   ==============

SEITENGETRENNTE JOD-HIPPURAN-CLEARANCE:
---------------------------------------
                                    LINKS            RECHTS
                                     %    ML/MIN      %    ML/MIN
      MIT FLAECHENMETHODE :         51.5   184.8     48.5   173.9
      MIT IMPULSANSTIEG   :         50.8   182.1     49.2   176.6


EINZELBEFUNDE:
==============
                              LINKS       RECHTS                    NORMWERT

    PARENCHYMPHASE:
    ---------------
        ZEIT DES MAXIMUMS :     4.0         7.7  MIN                  < 4
        IMPULSE IM MAXIMUM:    1371        1531  IMP                  > 1000
        IMPULSANSTIEG/MIN :     901         874  IMP/MIN*MIN          > 950

    ABFLUSSPHASE:
    -------------
        DURCHFLUSSZEIT 70%  :     8          18  MIN                  < 7
        DURCHFLUSSZEIT 50%  :    15        **** MIN                  < 11
        ABFLUSS(NACH 15 MIN):   85.         49.  %                   > 84
        IMP(ENDPKT)/IMP(MAX):  0.35        0.60                      < 0.30

BEURTEILUNG :
=============
```

Herrn Priv.-Doz. Dr. K. Anger danke ich für die Überlassung des Themas und für seine Unterstützung bei der Durchführung meiner Doktorarbeit und Herrn Prof. Dr. U. Feine für sein stetes Interesse an meiner Arbeit. Zu Dank verpflichtet bin ich auch Herrn Dr. Dr. W. Müller-Schauenburg für viele aufschlußreiche Diskussionen und Herrn Diplom-Physiker F. Frank für die Möglichkeit, am Computer im Institut für Angewandte Physik eine Zeitlang arbeiten zu können.

Lebenslauf

Am 29. Januar 1952 wurde ich, Gunther Brüggemann, als Sohn des Missionars Otto Brüggemann und seiner Ehefrau Charlotte, geb. Schulze, in Berlin-Lichtenberg geboren.

Die Volksschule besuchte ich von 1958 bis 1962 erst in Berlin und dann in Metzingen. Anschließend ging ich auf das dortige Gymnasium und legte am 9. 6. 1970 die Reifeprüfung ab.

1970 begann ich das Studium der Physik und 1973 das Studium der Medizin an der Universität Tübingen. Das Staatsexamen in Medizin legte ich am 25. 10. 1979 in Tübingen ab.